



Université de Montréal

SIMULATION DE RADIOGRAPHIES À PARTIR D'IMAGES  
TOMODENSITOMÉTRIQUES POUR L'ENSEIGNEMENT DE L'ANATOMIE  
RADIOGRAPHIQUE EN MÉDECINE VÉTÉRINAIRE

par PATRICIA MENDOZA

Département de sciences cliniques

Faculté de médecine vétérinaire

Mémoire présenté à la Faculté de médecine vétérinaire en vue de  
l'obtention du grade de maître ès sciences (M. Sc.)

en sciences vétérinaires option imagerie médicale

Avril 2013

©Patricia Mendoza, 2013



## Résumé

L'un des principaux défis de l'interprétation radiographique réside dans la compréhension de l'anatomie radiographique, laquelle est intrinsèquement liée à la disposition tridimensionnelle des structures anatomiques et à l'impact du positionnement du tube radiogène vis-à-vis de ces structures lors de l'acquisition de l'image. Traditionnellement, des radiographies obtenues selon des projections standard sont employées pour enseigner l'anatomie radiographique en médecine vétérinaire. La tomodensitométrie – ou communément appelée *CT* (Computed Tomography) – partage plusieurs des caractéristiques de la radiographie en ce qui a trait à la génération des images. À l'aide d'un plug-in spécialement développé (ORS Visual ©), la matrice contenant les images CT est déformée pour reproduire les effets géométriques propres au positionnement du tube et du détecteur vis-à-vis du patient radiographié, tout particulièrement les effets de magnification et de distorsion. Afin d'évaluer le rendu des images simulées, différentes régions corporelles ont été imagées au CT chez deux chiens, un chat et un cheval, avant d'être radiographiées suivant des protocoles d'examens standards. Pour valider le potentiel éducatif des simulations, dix radiologistes certifiés ont comparé à l'aveugle neuf séries d'images radiographiques simulées aux séries radiographiques standard. Plusieurs critères ont été évalués, soient le grade de visualisation des marqueurs anatomiques, le réalisme et la qualité radiographique des images, le positionnement du patient et le potentiel éducatif de celles-ci pour différents niveaux de formation vétérinaire. Les résultats généraux indiquent que les images radiographiques simulées à partir de ce modèle sont suffisamment représentatives de la réalité pour être employées dans l'enseignement de l'anatomie radiographique en médecine vétérinaire.

Mots clés : anatomie radiographique, simulation radiographique, tomodensitométrie, radiographie, simulateur, enseignement.

## Summary

Understanding radiographic anatomy, which is intimately linked to the comprehension of tridimensional anatomy and the impact of patient, radiographic tube and x-ray detector positioning, represents a challenge for students. Traditionally, radiographs obtained under specific angles of projection have been used for teaching radiographic anatomy. Computed tomography (CT) shares several features with radiography with regard to image production. A plug-in was developed for a DICOM viewer (ORS visual ©) simulating radiographs using CT datasets. This plug-in distorts the CT image matrix to reproduce the magnification and distortion effects that take place in radiographs due to the variations in radiographic tube, patient and detector positioning and angulation. In order to test this model, specific body parts of two dogs, one cat and one horse were radiographed and CT-scanned. The CT datasets were used to generate a total of nine series of radiographic simulations that could be compared to corresponding standard radiographic projections. Ten board-certified veterinary radiologists blindly scored several parameters in these image series, including the visualization of specific anatomical landmarks, image realism and quality, patient positioning, and the educational potential for students and veterinarians of variable degree of veterinary training. Overall results indicate that simulated radiographs are representative enough to be used to teach several concepts of image formation and radiographic anatomy in veterinary radiology.

Keywords: radiographic anatomy, radiographic simulation, computed tomography, radiography, simulator, teaching.

## Table des matières

<b>Résumé .....</b>	<b>i</b>
<b>Summary .....</b>	<b>ii</b>
<b>Liste des figures .....</b>	<b>vi</b>
<b>Liste des sigles et des abréviations .....</b>	<b>ix</b>
<b>Remerciements .....</b>	<b>xi</b>
<b>Introduction .....</b>	<b>1</b>
<b>Chapitre 1 : Revue de la littérature .....</b>	<b>3</b>
<b>1.1 La place de la radiographie en pratique vétérinaire .....</b>	<b>3</b>
1.1.1 L'imagerie médicale et l'anatomie comme sous-compétences .....	3
1.1.2 Méthodologies et stratégies utilisées pour l'enseignement de l'anatomie .....	5
1.1.3 Méthodes utilisées pour l'enseignement de l'anatomie radiographique .....	7
1.1.4 Les capacités visuelles-spatiales et leur développement à travers l'apprentissage de l'anatomie .....	9
<b>1.2 Intégration de modèles tridimensionnels et de logiciels dans l'enseignement         médical .....</b>	<b>10</b>
1.2.1 Utilisation des images de coupes tomographiques dans l'enseignement .....	12
<b>1.3 Préférences des étudiants exposés à des méthodes traditionnelles et à des         logiciels interactifs pour l'enseignement .....</b>	<b>13</b>
<b>1.4 Les caractéristiques de la radiographie .....</b>	<b>14</b>
1.4.1 Genèse de l'image radiographique .....	14
1.4.1.1 Production des rayons-X .....	14
1.4.1.2 Interactions des rayons-X avec le patient .....	16
1.4.1.3 L'atténuation des rayons-X .....	17
1.4.2 Caractéristiques de l'image radiographique .....	18
1.4.3 Principaux paramètres affectant la qualité de l'image radiographique .....	19
1.4.3.1 Exposition .....	19
1.4.3.2 Résolution spatiale .....	19
1.4.3.3 Résolution de contraste .....	21
1.4.3.4 Pénombre et netteté .....	22
1.4.3.5 Signal et bruit .....	24
1.4.3.6 Magnification et distorsion .....	25
1.4.4 Critères d'évaluation de la qualité de l'image radiographique .....	27
1.4.4.1 Méthodes pour mesurer qualitativement la performance diagnostique .....	28
1.4.4.2 Études d'analyse de gradient visuel (AGV) .....	28
1.4.5 Rôle de l'observateur dans l'évaluation de la qualité de l'image .....	30
<b>1.5 Caractéristiques des images tomodensitométriques .....</b>	<b>31</b>
1.5.1 Principes de base .....	31
1.5.2 Tubes de rayons-X, filtres et collimation .....	31
1.5.3 Interaction avec les tissus .....	32
1.5.4 Détecteurs pour l'acquisition de l'image .....	32

1.5.5 Zones de balayage ( <i>scan field of view</i> ) et de reconstruction d'images ( <i>display field of view</i> ) .....	34
1.5.6 Traitement et reconstruction de l'image .....	34
1.5.7 Principaux paramètres affectant la qualité des images tomodensitométriques.....	36
1.5.7.1 Bruit, pas, fluctuation quantique et précision.....	36
1.5.7.2 Résolution spatiale .....	38
1.5.7.3 Résolution de contraste.....	38
1.5.7.4 Magnification.....	39
<b>1.6 Images radiographiques et tomodensitométriques : différences et similarités .....</b>	<b>40</b>
<b>1.7 Potentiel des images tomodensitométriques pour la simulation virtuelle de radiographies et développement d'un outil pour l'enseignement de l'anatomie radiographique .....</b>	<b>41</b>
<b>Chapitre 2 : Hypothèse et but de l'étude.....</b>	<b>43</b>
<b>Chapitre 3 : Matériel et méthode .....</b>	<b>44</b>
<b>Chapitre 4 : Résultats et Discussion .....</b>	<b>45</b>
4.1. Article: SIMULATING RADIOGRAPHS USING COMPUTED TOMOGRAPHY FOR THE PURPOSE OF TEACHING RADIOGRAPHIC ANATOMY IN VETERINARY MEDICINE.....	45
<b>Chapitre 5 : Discussion générale.....</b>	<b>83</b>
<b>Chapitre 6 : Conclusion.....</b>	<b>84</b>
<b>Bibliographie .....</b>	<b>85</b>
<b>Annexes .....</b>	<b>xii</b>
Annexe 1: Formulaire de consentement du client .....	xii
Annexe 2:.....	xiv
Protocole d'obtention des images tomodensitométriques .....	xiv
« CHIEN TAILLE MOYENNE » .....	xiv
Annexe 3:.....	xvii
Protocole d'obtention des images tomodensitométriques .....	xvii
« CHIEN GRANDE TAILLE».....	xvii
Annexe 4:.....	xviii
Protocole d'obtention des images tomodensitométriques .....	xviii
« CHAT » .....	xviii
Annexe 5:.....	xix
Protocole d'obtention des images tomodensitométriques .....	xix
« CHEVAL » .....	xix
Annexe 6:.....	xx
Régions anatomiques choisies par espèce, pour l'évaluation par les radiologues.....	xx
Annexe 7: Exemples de grilles d'évaluation .....	xxi
Annexe 8: Images radiographiques simulées et numériques pour chaque région anatomique.....	xxvi

## Liste des tableaux

### Mémoire

**Table I.** Exemple d'une évaluation de gradient visuel relatif.

**Table II.** Exemple d'une évaluation de gradient visuel absolu.

### Article soumis en anglais au journal *Veterinary Radiology and Ultrasound*

**Table I.** Anatomical landmarks for each body region.

**Table II.** Gradient score for the teaching potential of simulated radiographs when compared to traditional methods.

**Table III.** Median scores for digital and simulated radiographic series for image realism and patient positioning when considering all views for each region.

**Table IV.** Median (range) scores for image quality for simulated radiographic series.

**Table V.** Median scores for the teaching potential of simulated radiographs when compared with traditional teaching methods.

## Liste des figures

### Mémoire

**Figure 1.** Schématisation de la loi de l'inverse des carrés de Newton en imagerie. Comme le faisceau de rayons-X est émis d'une source focale et qu'il diverge depuis cette source, les rayons se dispersent rapidement, réduisant du même coup l'intensité en un point donné. Dans cet exemple, la surface A située à distance  $d$  depuis la source reçoit un faisceau dont l'intensité est de  $I_a$ . La surface B, qui est située au double de la distance  $d$  reçoit la même quantité de rayons-X, mais celle-ci est maintenant distribuée sur une surface 4 fois plus grande que la surface A. L'intensité focale mesurée est maintenant égale à  $I_a$ , soit 4 fois moins qu'à distance  $d$ .

**Figure 2.** Représentation de l'artéfact de gradient de bord en radiologie. La position et l'orientation de la source émettant les rayons-X auront un effet sur la forme des objets reproduits et sur la netteté de leurs contours.

**Figure 3.** Quantification directe et indirecte de la magnification en radiologie.  $M$  : magnification;  $H$  : distance foyer-film ;  $h$  : distance foyer-objet.

**Figure 4. (A)** Représentation de l'image produite à partir d'un point de source et détermination de la magnification géométrique ; **(B)** Représentation de l'image produite à partir d'un foyer de taille connue et détermination de la vraie magnification.  $M$  = vraie magnification;  $m$  = magnification géométrique;  $d$  = taille de l'objet;  $f$  = taille du foyer;  $a$  = distance foyer-objet;  $b$  = distance objet-film;  $L$  = taille totale de l'image sur le film;  $U$  = région centrale de l'image sur le film (umbra);  $E$  = gradient de bord.

**Figure 5.** Illustration des composantes du détecteur solide tomodensitométrique. Les rayons-X interagissent avec le crystal qui scintille pour stimuler la photodiode, à l'origine du signal. Les détecteurs sont alignés en rangée et leur nombre varie d'un appareil à l'autre.

**Figure 6. (A).** Acquisition tomodensitométrique chez un chien sous anesthésie générale. **(B).** Schématisation de la rotation du tube radiogène à l'intérieur du

portique de l'appareil tomодensitométrique, bombardant de rayons-X les détecteurs assemblés en rangée (une seule dans cet exemple).

**Article soumis en anglais au journal *Veterinary Radiology and Ultrasound* :**

**Figure 1.** Principle of radiographic simulation.  $N_{in}$  and  $N_{out}$  correspond to the intensity values at the point of entry and exit, respectively, from a predefined distance in the integration domain,  $dx$ . This reduction in intensity considers the cumulative effect of all attenuation coefficients ( $\mu$ ) involved along the path of the simulated x-ray, as this ray penetrates and exits each element of the matrix.

**Figure 2.** Schematization of the viewing frustum for radiographic image simulation. In geometry, a frustum is the portion of a solid (normally a cone or pyramid) that lies between two parallel planes cutting it. The term is commonly used in computer graphics to describe the three-dimensional region that is visible on the screen. In the current context of simulation, the dimensions of the view frustum is adapted so that the far plane of the frustum has the same dimensions as the detector panel and the camera position is located at a user-defined distance from a point of interest. The rectangular boundaries of the view frustum in those planes, near and far, have dimensions that are a function of the distance and the vertical field of view, and ratio between the horizontal and vertical fields of view. To simulate radiographic projections, a distance of approximately 100cm between the near and far planes of the view frustum was used.

**Figure 3.** Moiré artifacts generated when simulating radiographs using anisotropic CT datasets. In A, oblique and equidistant lines are present and most evident in the rostral aspect of this simulated radiograph of the equine incisive bone. In B, these artifacts were mostly removed using a tricubic filtering and resampling technique.

**Figure 4.** Simulated radiographs (SR) of a feline abdomen. Note the quality of image contrast and detail, as well as the distortion that was simulated. These SR images were scored similarly to corresponding DR images.

**Figure 5.** Simulated thoracic radiographs (SR) of a medium sized dog. Note the quality of image contrast and detail, as well as the distortion that was adequately simulated. These SR images scored similarly to corresponding DR images for the visualization of anatomical landmarks.

**Figure 6.** Digital (DR) and simulated (SR) radiographs of a canine stifle. The craniocaudal and lateral SR images were produced with separate CT datasets that covered the region between the sacrum and proximal tibias, with the dog placed in dorsal recumbency (pelvic limb extended) and lateral recumbency (neutral position), respectively. Note the reduced sharpness of SR images when compared to DR images. SR images for this region were associated with lower scores than corresponding DR images.

**Figure 7.** Simulated radiographs (SR) of an equine tarsus. This series of SR images was associated with superior scores when compared with DR images, which could be explained by the fact that the limb could be precisely positioned in the DICOM viewer before radiographic simulation, enabling precise visualization of some of the anatomical landmarks. Note the presence of remaining linear artifacts in the bottom cropped images, despite filtering and resampling.

**Figure 8.** Corresponding 3D-rendered CT images and simulated radiographs of the canine pelvis with variable angles of projection. This figure illustrates the impact of patient positioning for a ventrodorsal pelvis radiograph on the shape and position of the coxofemoral joints, and the degree of femoral head coverage by the acetabuli.



## Liste des sigles et des abréviations

A : Ampérage

ACVR : **A**merican **C**ollege of **V**eterinary **R**adiology

AGV : **A**nalysé de **g**radient **v**isuel

BUN : Nitrogène uréique (**B**lood **U**rea **N**itrogen)

CÉUA : **C**omité d'**é**thique de l'**u**tilisation des **a**nimaux

CCD : **C**harge-**C**oupled **D**evice

CI : Critère d'**i**mage

CMTH : **C**ochran-**M**antel-**H**aenszel

CR : **C**omputed **R**adiography

CT : **C**omputed **T**omography

DICOM : **D**igital **I**maging and **C**ommunications in **M**edicine

DFOV : **D**isplay **F**ield of **V**iew

DR: **D**irect **R**adiography

HT : **H**ématocrite

HU : **H**ounsfield **U**nit

JPEG : **J**oint **P**hotographic **E**xperts **G**roup

IRM : **I**magerie par **r**ésonance **m**agnétique

keV : **K**ilo **é**lectron **v**olt

kV : **K**ilo **v**olt

kVp : **K**ilo **v**olt **p**ick

mA/sec : **M**illiampère par **s**econde

OFA : **O**rthopedic **F**oundation for **A**nimals

ORS : **O**bject **R**esearch **S**ystem

PSD: **P**hotoshop **d**ocument

PT : **P**rotéines **t**otales

rpm : **R**evolutions **p**er **m**inute

SFOV : **S**can **F**ield of **V**iew

SNR : **S**ignal-to-**N**oise **R**atio

SR : **S**imulate **R**adiography

V : **V**oltage

2D : Bidimensionnel

3D : Tridimensionnel

## **Remerciements**

### **À Dr Marc-André d'Anjou, directeur**

Pour m'avoir donné le privilège de réaliser ma maîtrise avec toi. Pour avoir motivé encore davantage ma passion pour l'imagerie ainsi que de m'avoir permis de participer activement au sein de l'équipe d'imagerie pendant toute la réalisation de mon projet de maîtrise. Plus encore, merci beaucoup pour tes conseils personnels en tant que professionnel et ton soutien dans l'un des moments les plus difficiles de ma vie.

### **À Dre Christine Théoret, co-directrice**

Pour avoir accepté de participer comme co-directrice dans ce projet.

### **À Dr Éric Norman Carmel, collaborateur**

Pour avoir collaboré activement dans tous les moments de la réalisation de ce projet. Merci pour tes conseils et les précieux moments partagés.

### **À Dr Christophe Céleste, président rapporteur**

Pour avoir accepté de présider le jury d'évaluation.

### **À Dre Pascaline Pey**

Pour avoir accepté de participer à l'évaluation de ce travail. Pour tes grandes disponibilités personnelle et professionnelle. Pour tes conseils, ta joie, ton amitié et ton soutien dans les moments difficiles.

### **À Dre Kate Alexander**

Pour avoir participé activement à ce projet, ainsi que pour le temps partagé en clinique pendant cette dernière année.

**À Dr Swan Specchi**

Pour avoir partagé avec moi tous le processus tant personnel que professionnel ayant mené à la réalisation de ce mémoire. Pour ton amitié inconditionnelle, pour tous ces inoubliables moments vécus et pour m'avoir toujours accompagnée, encouragée et soutenue dans ce qui étaient les moments plus difficiles.

**À Christine Chevrier, Cynthia Lapierre et Anne-Marie Martel**

Merci beaucoup pour votre aide et votre disponibilité lors de la réalisation pratique de ce projet, mais encore plus important, merci pour votre joie, votre soutien et tous les moments inoubliables vécus avec vous au service d'imagerie.

**À CONICYT- Becas Chile et le Gouvernement du Chili**

Pour m'avoir octroyé une bourse d'excellence me permettant de me consacrer à temps plein à mon programme de maîtrise au Canada.

**À mes parents et ma famille**

## Introduction

La radiographie est l'examen d'imagerie le plus fréquemment réalisé en pratique vétérinaire. Or, la compréhension de l'anatomie radiographique représente un défi de taille pour les étudiants et pour plusieurs praticiens généraux. Ce défi est en grande partie relié à la complexité de la représentation bidimensionnelle des structures tridimensionnelles, une caractéristique inhérente à la radiographie. La relation spatiale entre les différentes structures ainsi que les effets de distorsion et de magnification représentent d'autres concepts parfois difficiles à comprendre. D'autant plus qu'en médecine vétérinaire, de grandes variations anatomiques existent entre les espèces animales et entre les races.

Plusieurs études, principalement en médecine humaine, ont cherché à évaluer ou à déterminer les méthodes idéales pour faciliter cet apprentissage. En médecine vétérinaire, très peu d'études ont été publiées sur les méthodes d'enseignement de l'anatomie radiographique.

L'accessibilité grandissante aux modalités d'imagerie de type tomographique offre de nouveaux horizons pour améliorer la compréhension anatomique. Celles-ci permettent de produire des images dans tous les plans et même de produire des images volumétriques facilitant grandement cette compréhension, tant dans un contexte clinique diagnostique que pédagogique. Parmi les techniques ayant le plus évolué dans la dernière décennie, la tomodensitométrie représente un outil au potentiel fort intéressant pour l'enseignement de l'anatomie en raison de sa capacité à produire rapidement des images de très haut niveau de détail anatomique. Autre fait intéressant, cette modalité partage de nombreuses similitudes techniques avec la radiographie, lesquelles pourraient être exploitées pour produire des images simulant des radiographies avec la possibilité de les produire dans n'importe quel plan et faciliter ainsi l'apprentissage de l'anatomie radiographique.

Le but premier de notre étude est donc de générer des images radiographiques de synthèse à partir d'images tomographiques, en respectant les principales caractéristiques de rendu radiographique, soient essentiellement les phénomènes

de magnification et de distorsion. Des images seront obtenues à partir de différentes régions anatomiques de différentes espèces animales jugées représentatives de la réalité clinique des vétérinaires. Ensuite, le réalisme de ces images et leur potentiel pédagogique seront validés par des radiologistes certifiés qui sont bien au fait des défis que présente l'enseignement de l'anatomie radiographique en médecine vétérinaire.

## **Chapitre 1 : Revue de la littérature**

### **1.1 La place de la radiographie en pratique vétérinaire**

#### **1.1.1 L'imagerie médicale et l'anatomie comme sous-compétences**

L'anatomie est l'étude scientifique de la forme, de la position, de la taille et des relations entre les structures corporelles. Elle a pour objectif de fournir aux étudiants le langage anatomique nécessaire pour décrire les structures et leur fonction, d'introduire le concept de variations anatomiques et de favoriser une compréhension des relations tridimensionnelles (Breton et al, 2005). En médecines humaine et vétérinaire, ce savoir est mis en pratique dans la réalisation de l'examen clinique, l'élaboration d'un diagnostic et dans certaines interventions notamment les interventions chirurgicales (Kerby et al, 2011).

La maîtrise de l'anatomie structurelle et fonctionnelle représente l'une des pierres angulaires de la pratique médicale humaine ou vétérinaire. Elle est non seulement essentielle à la réalisation d'un examen physique adéquat, mais aussi importante lors de tests complémentaires ou spécialisés et dans la planification thérapeutique (Gunderman et al, 2003; Subramaniam et al, 2004; Sugand et al, 2010).

Or, en 2011, Kerby et al constatent un manque de confiance des étudiants de médecine envers leurs connaissances anatomiques dans la pratique quotidienne de la médecine. Pour Ganske (2006), ce manque de confiance dépendrait des différences dans l'utilisation ultime des connaissances anatomiques acquises : une application pratique en clinique versus une prédominance pour la mémorisation durant la période préclinique.

Les deux spécialités médicales les plus dépendantes des connaissances anatomiques sont la chirurgie et l'imagerie médicale (Marks, 2000; Ganske et al 2006). Or, dans un sondage effectué il y a quelques années aux États-Unis, les directeurs des programmes de résidence ont jugé à 57% que les nouveaux résidents auraient intérêt à suivre un cours de révision en anatomie à leur arrivée

et 14% estimaient que les connaissances anatomiques des résidents étaient carrément déficientes (Cottam, 1999).

Subramaniam et al (2003) considèrent que malgré l'existence de spécialistes en imagerie médicale, une bonne formation en imagerie est essentielle chez les médecins généralistes et les spécialistes des autres domaines puisqu'ils doivent souvent prendre des décisions basées sur leur propre interprétation radiographique plutôt que celle d'un radiologiste, du moins à court terme, dans la gestion de leurs cas. Vuchkova et al (2012) concluent qu'une large part des erreurs d'interprétation radiographique chez les professionnels de la santé serait liée à un apprentissage déficient en anatomie radiographique durant leurs études de médecine.

En médecine vétérinaire, la proportion des examens d'imagerie médicale révisés par un radiologiste est beaucoup plus faible qu'en médecine humaine, notamment parce que l'accès aux spécialistes en imagerie médicale demeure limitée (établissements d'enseignement, centres vétérinaires spécialisés ou services de télémedecine) et en raison des coûts supplémentaires que ces consultations engendrent. En conséquence, l'acquisition des connaissances de base en anatomie et en interprétation s'avère nécessaire pour fournir au praticien généraliste les compétences requises pour l'interprétation radiographique. De façon similaire à ce qui est décrit en médecine humaine, il serait logique de penser que les vétérinaires nouvellement gradués présentent fréquemment des lacunes vis-à-vis de l'interprétation radiographique, entraînant souvent une certaine confusion entre la normalité, ses variantes et les anomalies significatives. Lamb (2007) et Jack and Burbridge (2012) attribuent cette lacune à une faible rétention des connaissances anatomiques acquises lors des premières années d'études, par des connaissances déficientes en anatomie radiographique, par un support d'enseignement de la radiologie clinique insuffisant, ou encore à une sous-valorisation de la part des étudiants de l'importance de la radiologie en pratique vétérinaire.



### **1.1.2 Méthodologies et stratégies utilisées pour l'enseignement de l'anatomie**

L'apprentissage de l'anatomie implique un effort intellectuel considérable pour maîtriser le vocabulaire complexe, identifier les structures et comprendre la disposition spatiale entre celles-ci (Pandey et Zimitat, 2007).

L'étude de la structure anatomique et de sa fonction a été le paradigme dans l'éducation médicale depuis la Renaissance, alors que des cadavres sont utilisés soit pour la dissection observationnelle ou, plus tard, pour la dissection active (McLachlan, 2004; McLachlan, 2006).

Aujourd'hui, l'enseignement de l'anatomie médicale est principalement réalisé à l'aide de la dissection directe de cadavres, l'examen d'êtres vivants, l'évaluation d'images médicales, l'utilisation de modèles animaux et finalement l'emploi de logiciels de réalité virtuelle (McLachlan, 2004; Brenton et al, 2007; McLachlan, 2006; Kerby et al, 2011).

Pour ce qui est des caractéristiques individuelles de ces techniques, la dissection de cadavres et la laparotomie chez des modèles vivants permettent la visualisation directe des organes et l'apprentissage pratique de leur disposition tridimensionnelle (McLachlan, 2004; Brenton et al, 2007; Smith et Mathias, 2011; Codd, 2011).

Les textes anatomiques offrent l'information par le biais de photos et/ou d'illustrations bidimensionnelles (Codd, 2011). Ceux-ci ont le principal avantage d'être accessibles à un grand nombre d'étudiants à la fois (Adamczyk et al, 2009; Sugand et al, 2010).

L'utilisation d'animations et de vidéos a permis d'incorporer des vues bidimensionnelles additionnelles de différentes structures (Corton et al, 2006; Theoret et al, 2007). Ces dernières, combinées à l'incorporation de plateformes accessibles par internet, ont permis la production d'atlas fonctionnels qui mettent en valeur le concept de spatialité dans l'apprentissage et permettent l'utilisation de

marqueurs anatomiques qui renforcent l'apprentissage (Kim et al, 2003; Brenton et al, 2007).

Le développement de la radiologie a aussi permis d'améliorer la visualisation in-vivo de l'organisme (Gunderman and Wilson, 2005; Thurley et Dennick, 2008). Aujourd'hui, la radiologie semble avoir la capacité de fournir des outils pour l'apprentissage anatomique potentiellement supérieurs à ce qu'offrent les méthodes dites traditionnelles (Subramaniam, Gibson, 2007; Thurley et Dennick, 2008).

Les études radiographiques ont été incorporées à l'enseignement anatomique traditionnel de façon progressive depuis environ 40 ans (Tegtmeyer et al, 1974). Cet apprentissage reste généralement magistral ou encore conduit sous forme de rondes interactives en petits groupes avec des images imprimées sur films que les étudiants peuvent manipuler (Scarsbrook et al, 2005; Thurley et Dennick, 2008). Aujourd'hui, la possibilité de numériser à haute résolution des images analogiques (Marker et al, 2010), la disponibilité grandissante de la radiologie numérique, le développement de systèmes d'archivage et de transmission d'images, l'accès à internet et l'incorporation d'ordinateurs destinés à l'enseignement, ont permis d'accroître le rôle de la radiologie dans l'enseignement de l'anatomie (Thurley et Dennick, 2008), lequel devient par le fait même plus accessible et autonome.

Un autre grand changement dans les dernières décennies a été l'introduction des images tomodensitométriques de multi-coupes permettant, via l'emploi de logiciels spécialisés, la reconstruction des images en modèles tridimensionnels. Ces images, à but essentiellement diagnostique, peuvent aussi être adaptées pour la génération d'outils d'enseignement (Gunderman and Wilson, 2005).

Chacune des modalités d'enseignement décrites permet de façon variable et différente la transmission et la rétention de connaissances anatomiques. Pour cette raison, il semble que la meilleure méthode d'apprentissage serait de combiner les modèles traditionnels aux nouvelles technologies (logiciels). Ainsi, l'information théorique structurée serait disponible et mise dans son contexte spatial (Biasutto et al, 2005; Adamczyk et al, 2009; Sugand et al, 2010).

### **1.1.3 Méthodes utilisées pour l'enseignement de l'anatomie radiographique**

L'interprétation d'images radiographiques requiert une expertise anatomique suffisante pour pouvoir répondre à l'un des objectifs de base en radiologie, soit celui de pouvoir reconstruire mentalement une image tridimensionnelle (3D) à partir d'une image bidimensionnelle (2D) (Brenton et al, 2007; Pommert et al, 2006). La localisation des repères anatomiques dans une image radiographique semble être significativement meilleure si les étudiants sont exposés aux images médicales du début de leur apprentissage (Erkonen et al, 1992).

Un contenu et des objectifs de programmes ont été proposés pour l'enseignement de l'anatomie radiographique médicale par certains auteurs. Tegtmeyer et al (1974) remarquent que cet apprentissage doit comprendre l'enseignement des propriétés générales d'une image radiographique, des principes d'interaction des rayons-X avec la matière, des principes de formation de l'image et, finalement, des concepts de visualisation d'une image 2D à partir d'un objet 3D. En médecine vétérinaire, Lamb (2007) souligne que l'enseignement de l'anatomie radiographique doit commencer dès les premières années d'études et mettre l'emphasis sur l'information la plus pertinente d'un point vue clinique.

Les images radiographiques sont la principale source qui permet aux cliniciens de visualiser l'anatomie, la physiologie et la pathologie de leurs patients (Gunderman et al, 2003). Or, pour mieux comprendre ces deux derniers éléments, il est d'abord nécessaire de connaître l'anatomie radiographique normale (Turmezei et al, 2009). Cet apprentissage sera plus efficace si la qualité des images est optimisée et si des études de contraste (positifs ou négatifs) sont utilisées pour accentuer la localisation et la disposition des organes (Tegtmeyer et al, 1974).

Dans les dernières années, plusieurs institutions ont montré un intérêt croissant pour améliorer et stimuler l'apprentissage en radiologie. Une des stratégies utilisées est l'incorporation d'une approche multimodale et l'implantation de méthodologies d'apprentissage par problèmes (Subramaniam et al, 2004; Subramaniam et Gibson, 2007; Thurley et Dennick, 2008).

Shaffer et Small (2004) et d'autres ont plutôt combiné de courtes séances théoriques d'anatomie radiographique avec travaux pratiques en petits groupes sur un logiciel incorporant des images numériques, des marqueurs anatomiques ainsi qu'un module de modélisations tridimensionnelles (3D) réalisées partir de modélisation tridimensionnelle (3D) d'images tomodensitométriques (CT) et de résonance magnétique (IRM). Pour eux, l'enseignement traditionnel par des films imprimés présentés en salle de lecture est dépassé. Il limite l'engagement et l'apprentissage des étudiants situés au fond de la salle, en plus d'être moins représentatif du moyen que ces étudiants emploieront probablement, tel que l'écran diagnostique. À l'opposé, les nouvelles méthodes employant des images numériques pour enseigner permettent davantage de focaliser cet enseignement et de le rendre interactif, en plus de susciter l'engagement des étudiants dans leur apprentissage.

Ces progrès ont permis le développement de nouvelles idées pour améliorer l'apprentissage de l'anatomie radiographique chez les étudiants. En 2007, Yamada et al, proposaient un modèle utilisant conjointement la reconstruction multiplanaire des images CT et des images radiographiques virtuelles construites à partir de ces mêmes images CT. Utilisant la fonction de navigation des logiciels pour la lecture des images, le étudiant peut visualiser une structure anatomique sur un ou plusieurs des 3 différents plans de reformatage CT ainsi que sur les images radiographiques virtuelles.

Pour Jack et Burbridge (2012), il est certain que l'utilisation de la technologie en 3D et des logiciels la supportant, offre un grand potentiel pour améliorer et développer les capacités cliniques des étudiants, justifiant fortement son développement. Conjointement à ce développement, l'implantation de plateformes web a permis d'élargir davantage les horizons et rendre davantage accessible l'information aux étudiants. En imagerie, ces plateformes ont été pensées pour l'enseignement de l'anatomie radiographique et des principes d'imagerie. Des sites web destinés à la visualisation des images médicales ont été développés; plusieurs offrent la possibilité d'échanger des connaissances avec d'autres utilisateurs et de vérifier des connaissances par le biais de courts questionnaires (Scarsbrook et al, 2005).

#### **1.1.4 Les capacités visuelles-spatiales et leur développement à travers l'apprentissage de l'anatomie**

Dans ce contexte d'enseignement/apprentissage anatomique, deux concepts doivent être différenciés. Le premier est la connaissance anatomique non spatiale qui réfère à l'apprentissage de la terminologie anatomique et à la fonction des structures. Le second est la connaissance anatomique spatiale qui considère la taille, la forme, l'orientation et la localisation des structures dans le corps (Nguyen et al, 2012). L'apprentissage global de l'anatomie aura ainsi pour résultat la compréhension des relations 3D entre différentes structures ou organes, ainsi que l'emplacement que ceux-ci prennent quand le corps change de position (Provo et al, 2002).

La capacité visuelle-spatiale a été définie différemment par plusieurs auteurs. En 2001, Garg l'a définie comme l'aptitude de comprendre une structure tridimensionnelle en la visionnant sous différents points de vue. Pour Luursema et al (2006), c'est la capacité de construire et de manipuler mentalement la représentation d'un objet en 2D, d'être capable de le transformer et de le visualiser comme un objet en 3D. Finalement, en 2012, elle a été définie comme étant la capacité de manipuler et de faire tourner mentalement des objets 2D ou 3D (Lufler et al, 2012; Nguyen et al, 2012).

Le développement de cette capacité n'est pas seulement lié aux capacités innées de l'étudiant, mais apparaît aussi influencé par les techniques d'enseignement utilisées pendant sa formation (Lufler et al, 2012). Par conséquent, le développement de cette capacité visuelle-spatiale permettra à l'étudiant de manipuler aisément l'information anatomique dans plusieurs dimensions ou points de vue, lui permettant éventuellement de mieux gérer les problèmes médicaux qu'il aura à traiter (Garg, 2001; Keedy, 2011; Lufler et al, 2012; Nguyen et al, 2012).

Une étude (Khalil et al, 2005b) considère que les représentations graphiques (i.e. photos, dessins et diagrammes) permettent un meilleur apprentissage 2D et 3D car elles contribuent à mieux clarifier les relations structurales et spatiales des objets.

Cette supériorité serait expliquée par la formation d'un nombre accru d'associations entre les informations mémorisées dans le cerveau. Plus tard en 2008, Luursema met en valeur l'utilisation de sources 3D (i.e. dissection, modèles, etc.) qui permettent de mieux percevoir la profondeur structurale. Cette perception est construite selon les différences entre les patrons de lumière projetés sur la rétine nommés stéréopsis. Pour Smith et Mathias (2011), la compréhension du concept des formes 3D des organes est davantage intégrée pendant l'apprentissage de la radiologie. D'autres auteurs considèrent plus avantageuses les méthodes qui permettent une visualisation de l'objet par multiples vues et non seulement par des vues orthogonales (Garg, 2001; Fernandez *et al* 2011). Notamment, Garg (2001) rapporte que l'information spatiale apprise à partir d'un modèle 3D représente finalement une série d'images mentales 2D visualisées de points de vue spécifiques, et dont la facilité de compréhension peut varier en fonction de l'image et de son point de vue.

Bien que l'enseignement traditionnel de l'anatomie médicale cherche à fournir aux étudiants un modèle mental spatial des organes, peu d'attention est vraiment accordée à la compréhension du positionnement 3D des organes, et ce malgré la reconnaissance de son importance clinique (Yamada et al, 2007; Keedy, 2011). D'autre part, l'utilisation croissante des modalités diagnostiques d'imagerie multi-coupes augmente la charge de connaissances à retenir, mais permet simultanément d'améliorer la qualité de l'enseignement anatomique (Keedy, 2011).

## **1.2 Intégration de modèles tridimensionnels et de logiciels dans l'enseignement médical**

Les premières simulations virtuelles ont été développées à partir de cadavres humains ou animaux, ayant suivi un processus de conservation, puis imagés et ensuite coupés en minces tranches. À partir d'images 2D de CT ou d'IRM, ou encore par cryosections numérisées, une reconstruction 3D des différents segments du corps était réalisée à l'aide d'un logiciel qui, après quelques ajustements des

images, permettait d'identifier chaque structure séparément pour ensuite les regrouper, simulant ainsi l'organisation anatomique réelle de l'ensemble reconstruit (Carmel et al, 2005; Brenton et al, 2007). Une fois cette segmentation des images 2D complétée, le logiciel traitait chaque image pour reconstruire le modèle 3D (Brenton et al, 2007).

Parmi les exemples de modélisation développée à partir de cadavres, notons les «VISUAL HUMAN PROJET» (Spitzer et al, 1996), «THE DOG IN CROSS-SECTIONS», «VISIBLE ANIMAL PROJECT» (Böttcher et al, 1999), «3D RADIOGRAPHIC ANATOMY OF SYNOVIAL STRUCTURES IN THE EQUINE DISTAL LIMB» (Smith et al, 2009), «3D INSTRUCTIONAL MODEL FOR EQUINE PELVIC ULTRASONOGRAPHY» (Whitcomb et al, 2011).

Considérant les changements post-mortem subis par les organes pouvant affecter la qualité des représentations des images résultantes (CT ou IRM), Böttcher et al (1999) suggère que l'obtention d'images soit réalisée à partir d'être vivants

D'autres modèles rapportés utilisent la modélisation par images de coupes conjointement à d'autres sources créant des variantes applicables à d'autres régions. En médecine vétérinaire, Yamada (2007) utilise la reconstruction tomographique 3D avec les reconstructions 2D sagittales, dorsales et transverses ainsi que les images radiographiques simulées pour l'enseignement de l'anatomie. Dans le contexte d'enseignement d'imagerie médicale, en 2005, Carmel et al utilisent des projections d'images médicales en 2D pour développer la modélisation des organes bovins lors de la construction d'un site de formation en ligne : «ATLAS BOVIN D'ANATOMIE ET D'IMAGERIE MÉDICALE». Plus récemment, d'autres modèles 3D ont été développés pour l'enseignement de l'échographie vétérinaire. En 2010, d'Anjou utilise le CT pour segmenter les organes d'un chien beagle qui sera ensuite échographié section par section. Une plateforme d'enseignement en ligne est ensuite produite où le chien est exposé virtuellement en 3D en position échographique, alors que la sonde échographique se déplace de façon synchrone avec le clip échographique obtenu précédemment. Une narration est ajoutée pour aider l'étudiant à bien saisir les concepts de base de l'échographie, la relation anatomique entre les structures et l'anatomie échographique normale (d'Anjou, 2011, Proceedings ACVR Albuquerque). En 2011, Whitcomb et al

utilisent des pièces anatomiques pour développer un modèle pour l'enseignement de l'échographie pelvienne chez le cheval.

La majorité des modèles 3D développés sont basés sur des outils permettant d'avoir une transparence variable de la reconstruction, de manipuler le modèle et d'interagir avec la modélisation. Des étiquettes pour les références spatiales, des marqueurs anatomiques statiques ou dynamiques et éventuellement des fenêtres qui permettent une version détaillée de la région évaluée peuvent aussi être ajoutées.

### **1.2.1 Utilisation des images de coupes tomographiques dans l'enseignement**

Comme précédemment décrit, l'introduction des images en coupe transverse a largement influencé la formation des futurs praticiens et a aussi permis de faire réaliser l'importance de l'apprentissage de l'anatomie aux étudiants, pour leur pratique professionnelle future (Gunderman et Wilson, 2005). Les images radiographiques sont des projections biplanaires sur lesquelles les structures sont en partie superposées les unes sur les autres, engendrant fréquemment de la confusion lors de l'analyse de l'image. Les reconstructions 3D produites à partir d'images CT fournissent un meilleur détail anatomique et permettent de visualiser, d'explorer et de faire pivoter les tissus imagés sous forme de volumes, lesquels peuvent aussi s'afficher selon des couleurs différentes et paramétrables (Tam 2010).

Les progrès technologiques des logiciels ont permis de faire avancer l'enseignement en imagerie médicale, favorisant un apprentissage actif et interactif. Ces outils peuvent être manipulés à plusieurs reprises par l'étudiant ou le groupe d'étudiants, renforçant l'apprentissage par la répétition et les échanges entre ces étudiants. Certains peuvent aussi être organisés de façon thématique ou progressive, permettant à l'étudiant de progresser à son rythme (Shaffer and Small, 2004). Maleck et al (2001) suggèrent l'intégration des logiciels interactifs aux cours de radiologie comme un complément aux modalités traditionnellement



utilisées (cours et travaux pratiques). Jaffe et Lynch (1995) suggèrent aussi l'inclusion d'auto-évaluations (quiz) interactives.

Des exemples de modèles 3D ont été pensés et créés, à partir des images de coupe transverse, pour l'apprentissage de l'anatomie radiographique. Turmezei et al (2009) fournissent l'accès à une librairie virtuelle avec des images radiographiques, des reconstructions 3D et des images multi-planaires pendant le déroulement du cours d'anatomie. Ceci permet aux étudiants de mieux comprendre l'anatomie et donne une importante introduction à l'anatomie radiographique, qui selon eux aidera les étudiants dans leur pratique clinique future. D'autre part, ils soulignent l'utilisation de marqueurs anatomiques (dynamiques ou statiques) et autres annotations permettant de mieux orienter l'apprentissage des étudiants. En 2007, Brenton propose que l'utilisation combinée d'images radiographiques et de modèles 3D générés à partir d'images CT, peut aider les étudiants à mieux apprendre la représentation mentale d'une image tridimensionnelle à partir d'images 2D.

### **1.3 Préférences des étudiants exposés à des méthodes traditionnelles et à des logiciels interactifs pour l'enseignement**

Du point de vue de l'étudiant, les logiciels virtuels d'imagerie médicale semblent être préférés pour l'apprentissage de cette matière (Zou et al, 2011; Vuchkova et al, 2012). En 2001 (Maleck et al), les étudiants au cours d'imagerie médicale tendaient à privilégier l'étude à l'aide de logiciels interactifs plutôt que l'assistance aux cours magistraux ou la consultation de livres de référence. Khalil et al (2005a et b) ont aussi montré une préférence pour l'utilisation de modèles virtuels avec des marqueurs dynamiques. D'ailleurs, les étudiants interrogés dans cette étude étaient d'avis que l'emploi de multiples vues présentant une structure sous différents angles ou plans favorisait la représentation mentale. En 2006, Benoist souligne que les étudiants exposés à des modèles virtuels apprécient l'utilisation des photos réalistes, l'interactivité entre les éléments et la liberté lors de la manipulation de ces modèles. Cette source de motivation favorise une étude plus efficace. Parmi les étudiants participant à cette étude, 93% considèrent que les

systèmes multimédia sont un bon outil d'apprentissage pour compléter les méthodes traditionnelles d'enseignement de l'anatomie. En 2009, l'étude d'Howlett et al montre que 20% des étudiants de dernière année de médecine préfèrent apprendre l'imagerie avec des outils en ligne. Plus tard, en 2010, dans l'étude de Marker et al, 87% des étudiants qui utilisent la source de radiologie en ligne *Medical Imaging Resource Center* considèrent qu'elle est utile pour l'apprentissage de l'anatomie. Finalement, de nombreux auteurs comme Luursema et al (2006), Nicholson et al (2006) et Estevez et al (2010) considèrent que ces modèles 3D ont un effet positif sur l'apprentissage, et Codd (2011) remarque un accueil favorable des modèles 3D par les étudiants.

## **1.4 Les caractéristiques de la radiographie**

### **1.4.1 Genèse de l'image radiographique**

Plusieurs concepts doivent être abordés pour bien saisir les étapes et caractéristiques inhérentes à la production des images radiographiques. Les prochains paragraphes soulignent celles qui ont un impact plus important sur les caractéristiques visuelles des images radiographiques et ultimement sur l'apprentissage de l'anatomie radiographique.

#### **1.4.1.1 Production des rayons-X**

Le tube de rayons-X comporte deux électrodes protégées par une enveloppe fermée en verre, maintenue sous vide. La cathode est la source d'électrons du tube de rayons-X. Elle est composée d'un petit filament de tungstène relié à un circuit électrique. L'anode représente le récepteur du faisceau d'électrons et est à la source de l'émission des rayons-X. L'angle du foyer est l'angle formé entre la surface de réception des électrons et le faisceau central du champ de rayons-X. Cet angle détermine la largeur du faisceau de rayons-X produit. Plus cet angle se rapproche de zéro et plus mince sera ce faisceau (Bushberg et al, 2012). D'autre

part, ce faisceau n'est pas uniforme d'un point de vue énergétique en raison d'une plus grande atténuation des rayons du côté de l'anode. L'intensité réduite du faisceau du côté de l'anode est appelée « effet talon » et peut aller jusqu'à 30% (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012).

Quand le tube est soumis à une différence de potentiel électrique, les électrons produits autour du filament de la cathode sont accélérés par le voltage (V) pour rapidement percuter l'anode. L'impact avec les atomes de tungstène génère alors une radiation-X par conversion. Les rayons-X sont générés de deux façons : par « *réaction de freinage ou Bremsstrahlung* » ou par « *réaction caractéristique* » (Curry et al, 1990). La *réaction de freinage ou Bremsstrahlung* est produite quand un électron passe proche du noyau de l'atome de tungstène, sa charge positive attirant l'électron vers lui pour le faire dévier de sa trajectoire. L'électron décélère alors et perd de l'énergie, laquelle est émise sous forme de photon de radiation-X. (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012). Dans le cas de la *réaction caractéristique*, l'électron réagit avec l'un des électrons internes de l'atome de tungstène, notamment avec celui le plus près du noyau, nommé électron K, qui se voit expulsé de l'orbite. Cette expulsion entraîne une instabilité au sein de l'atome de tungstène, devenu chargé positivement. La place vacante sur l'orbite électronique interne est rapidement prise par un électron provenant d'une orbite plus externe, stabilisant ainsi l'atome, du moins partiellement. Comme cet électron de transition contient plus énergie que celui qui a été éjecté, il perd l'excès d'énergie par émission sous forme d'un photon de rayon-X lors de sa transition. Cette réaction est appelée *caractéristique* car la longueur d'onde des photons de rayons-X émise est caractéristique de chaque élément. Cette réaction est produite lorsqu'une différence de potentiel électrique dépassant 70 kVp est employée, correspondant à la quantité d'énergie nécessaire pour éjecter un électron K d'un atome de tungstène (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012).

#### 1.4.1.2 Interactions des rayons-X avec le patient

Quand les photons de rayons-X traversent les tissus, ils peuvent être diffusés, absorbés ou traverser complètement ceux-ci sans interaction. Les principales sources d'interactions identifiées sont la *diffusion cohérente*, la *diffusion de Compton*, l'*absorption photoélectrique* et la *production des paires*. Seuls les trois premières exercent un rôle dans la formation de l'image radiographique (Bushberg et al, 2012).

La *diffusion cohérente* correspond à l'interaction entre le rayon-X incident et l'atome tissulaire, alors que le premier change de trajectoire sans modifier sa longueur d'onde (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012). L'autre type de diffusion, nommée *Compton* est la principale source de diffusion à l'origine d'une perte de qualité de l'image radiographique. Un photon-X incident de haute énergie frappe l'électron libre (nommé électron de valence) de l'orbite externe d'un atome tissulaire. Le photon-X incident se retrouve alors dévié de sa trajectoire et perd une partie de son énergie. Cette énergie est transmise à l'électron émis laissant l'atome ionisé. La quantité d'énergie retenue par le photon de diffusion dépendra de l'énergie initiale contenue dans le photon-X incident et de l'angle de déflexion (i.e. l'angle de déviation de l'électron émis). Si l'angle de déflexion produit est petit, l'énergie sera retenue par le photon de diffusion. Ce photon pourra traverser et quitter les tissus sans interaction pour ne réagir qu'avec le film ou capteur, générant du bruit, ou encore subir plusieurs autres interactions avec les tissus (Curry et al, 1990).

La probabilité d'occurrence des interactions tissulaires dépendra de l'énergie du faisceau incident primaire, et de la densité de l'élément absorbeur. Cette probabilité diminuera à mesure que le photon incident sera plus énergétique (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012).

Finalement, le troisième type d'interaction est l'*effet photoélectrique*. Il correspond à l'interaction entre un rayon-X incident et l'électron K de l'atome qui est éjecté de son orbite, qui absorbe toute l'énergie du rayon-X et se transforme alors en photoélectron. L'atome devient alors instable. Pour retrouver sa stabilité, la place

disponible est remplie par un électron appartenant aux orbites plus externes. Comme cet électron de transition contient plus d'énergie que celui qui a été éjecté, l'électron de transition libère l'excès d'énergie sous forme de photon, soit le rayon-X. Cette énergie émise comme radiation-X est caractéristique de chaque élément et est appelée radiation « caractéristique », tel que décrit précédemment. Pour qu'il y ait effet photoélectrique, l'énergie du photon incident doit être identique ou supérieure à celle de l'électron K de l'atome (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012).

L'effet photoélectrique a des avantages souhaitables du point de vue de la qualité de l'image. D'abord, il ne génère pas de radiation de diffusion qui dégrade l'image et, d'autre part, par l'ajout de bruit, il aide à améliorer le contraste naturel des tissus. Toutefois, l'effet photoélectrique est moins désirable d'un point de vue biosécurité car il contribue davantage à l'exposition du patient (dose). Cet effet prédomine principalement avec des photons de basse énergie qui réagissent avec des éléments de nombre atomique élevé (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012).

#### **1.4.1.3    *L'atténuation des rayons-X***

L'intensité du faisceau de rayons-X est dictée par le nombre de photons et leur énergie. L'atténuation correspond à la réduction en intensité de ce faisceau par absorption ou réflexion des photons durant leur parcours à travers la matière. Le différentiel d'atténuation entre les différents tissus aura un impact majeur sur le contraste de l'image radiographique.

Cette atténuation diffère si la radiation est de type mono- ou polychromatique. Pour un medium traversé donné, les photons issus d'un faisceau monochromatique sont atténués en nombre de façon proportionnelle à l'épaisseur de ce medium. Le niveau d'atténuation des photons dépendra de quatre grands facteurs : la densité, soit la masse d'un élément contenue dans une unité de volume, le numéro atomique et le nombre d'électrons par gramme de tissus traversés, ainsi que l'énergie du faisceau photonique. La densité est l'un des facteurs les plus déterminants dans la formation du contraste radiographique. Elle

détermine la quantité d'électrons présents dans une épaisseur de tissu donnée et, par conséquence, la capacité du tissu à freiner les rayons-X. Cette relation est linéaire. En ce qui concerne l'énergie photonique, plus elle est élevée et moins elle sera facilement atténuée par les tissus du patient. Ainsi, des photons hautement énergétiques traverseront plus facilement le patient. Dans le cas des électrons par gramme, son effet d'atténuation sera proportionnel à la densité des tissus. La quantité d'électrons par gramme aura, comme la densité des tissus traversés, un impact sur l'ampleur de la réaction de Compton, laquelle dépend linéairement du nombre d'électrons présents. Finalement, un numéro atomique élevé dans l'élément absorbeur va diminuer la quantité des photons transmis lorsque le faisceau d'énergie augmente (Curry et al, 1990). Pour une radiation de type polychromatique, le faisceau est chargé de photons d'énergie variable, dont le niveau d'énergie maximal est déterminé par le pic du kilovoltage employé (kVp). Comparativement à la radiation de type monochromatique, lorsqu'un faisceau polychromatique traverse un absorbeur tissulaire ou autre, les photons sont réduits non seulement en quantité, mais aussi en qualité. Son énergie moyenne devient plus élevée alors que les photons de moindre énergie sont plus facilement atténués (Curry et al, 1990).

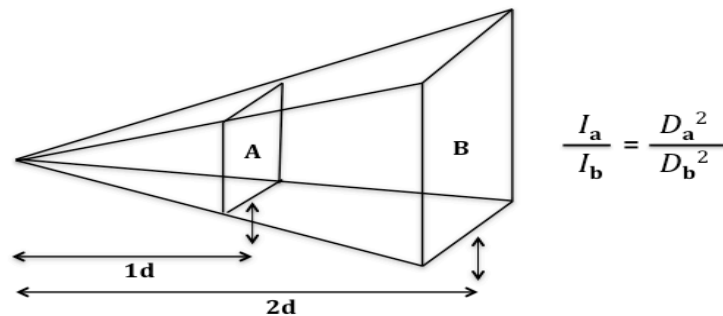
#### **1.4.2 Caractéristiques de l'image radiographique**

L'image radiographique est la représentation visuelle des variations d'intensité du faisceau de rayons-X atteignant le détecteur en fonction des différences d'atténuation subies lors du parcours de ces rayons à travers un objet, ou un patient dans un contexte clinique. Ainsi, des variations dans l'intensité du faisceau vont influencer le contraste et la qualité de l'image résultante (Curry et al, 1990).

### 1.4.3 Principaux paramètres affectant la qualité de l'image radiographique

#### 1.4.3.1 Exposition

Les rayons-X obéissent à la loi de la lumière et cette dernière à la loi de l'inverse des carrés. Lorsqu'un objet s'éloigne d'une source de rayonnement, l'intensité du rayonnement atteignant cet objet diminue de manière inversement proportionnelle au carré de la distance le séparant de la source (Curry et al, 1990).



**Figure 1.** Schématisation de la loi de l'inverse des carrés de Newton en imagerie. Comme le faisceau de rayons-X est émis d'une source focale et qu'il diverge depuis cette source, les rayons se dispersent rapidement, réduisant du même coup l'intensité en un point donné. Dans cet exemple, la surface A située à distance  $d$  depuis la source reçoit un faisceau dont l'intensité est de  $I_a$ . La surface B, qui est située au double de la distance  $d$  reçoit la même quantité de rayons-X, mais celle-ci est maintenant distribuée sur une surface 4 fois plus grande que la surface A. L'intensité focale mesurée est maintenant égale à  $I_a$ , soit 4 fois moins qu'à distance  $d$ .

#### 1.4.3.2 Résolution spatiale

La *résolution spatiale* est la capacité d'un système à enregistrer et à afficher de petits objets ou des points rapprochés comme des images bien séparées. En

imagerie médicale, elle dicte la profondeur du détail anatomique qui peut être perçu dans une image (Bushberg et al, 2012; De Crop et al, 2012).

Pour les systèmes écran-film conventionnels employés auparavant, la résolution spatiale était essentiellement limitée par la taille du foyer du tube radiographique (Bushberg et al, 2012). Aujourd'hui, la majorité des systèmes employés en imagerie étant numériques, leur pouvoir de résolution spatiale est fixé principalement par la taille des pixels et l'espacement entre eux. De cette façon pour une image de taille donnée, en employant une matrice dont le nombre de pixels est élevé, on permet à chaque structure de l'image d'être représentée par un plus grand nombre de petits points numériques, soient les pixels. Cette matrice augmentée fournit ainsi une résolution spatiale accrue (Cowen et al, 2007; Körner et al, 2007).

Pour les systèmes de radiologie numérique, un plus grand nombre de facteurs influencent la résolution spatiale. Dans les systèmes de radiologie numérique employant des capteurs sous forme de cassettes (communément appelé *Computed Radiography* ou *CR* en milieu médical), des facteurs importants incluent le type et l'épaisseur du matériel de construction du capteur numérique, la taille du faisceau laser de lecture de l'image enregistrée ainsi que le filtrage et l'amplification du signal électronique. La diffusion de la lumière générée par le laser lors du processus de lecture du capteur s'ajoute à celle générée par le faisceau de rayons-X, toutes deux entraînant une perte de résolution spatiale de l'image. Le détecteur de photons doit aussi être assez sensible pour pouvoir recevoir un nombre suffisamment grand de photons, afin de permettre que toute l'information puisse être enregistrée par le système (Cowen et al, 2007; Körner et al, 2007).

Dans les systèmes de radiologie numérique directe, où les photons de rayons-X sont directement transformés en signal électrique sans la présence d'un capteur intermédiaire, la résolution spatiale sera privilégiée par l'utilisation de capteurs de conversion directe. D'autres systèmes de radiologie numérique directe utilisent un capteur de conversion intermédiaire (*charge-coupled device* ou *CCD*) qui transforme les rayons-X en lumière avant qu'ils ne soient détectés par un autre capteur, qui transforme cette lumière en signal électrique. La construction des CCD fait en sorte que la conversion des rayons-X en signal est moins efficace. Les



systèmes directs utilisant un scintillateur comme capteur intermédiaire des photons-X sont plus efficaces en terme de résolution spatiale. Chaque photon produit est directement proportionnel à l'énergie du faisceau de rayons-X incident et génère moins d'interférences par diffusion de la lumière, améliorant du même coup la densité optique de l'image (Körner et al, 2007).

#### **1.4.3.3    *Résolution de contraste***

Le contraste d'une image radiographique peut être défini comme étant la variation de densité ou de gris (en terme de brillance) des tissus la formant. Cette variation est intrinsèquement reliée aux différences de composition des tissus traversés, d'une part, et à l'énergie portée par les photons des rayons-X, d'autre part. Ultimement, chaque région radiographiée est affichée selon une échelle de gris qui reflète les variations d'atténuation des rayons-X qui aboutissent au film (système conventionnelle) ou au détecteur numérique. La *résolution de contraste* se définit alors comme la capacité de ce système à détecter les changements subtils d'atténuation des rayons-X d'une région à l'autre, les distinguant du bruit qui s'ajoute au signal directement associé aux objets traversés (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012).

Le contraste de l'image radiographique dépend principalement de 3 facteurs : le contraste subjectif, le voile (*fog*) et la diffusion (Curry et al, 1990). Le *contraste subjectif*, ou contraste de la radiation, est le principal contraste généré dans le signal du film, après avoir été atténué par le patient, mais avant d'avoir été détecté par le système de radiographie analogique ou numérique (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012).

Pour les images numériques, l'image brute doit être traitée avant son affichage sur l'écran de l'ordinateur. Ce traitement exerce un impact déterminant sur les caractéristiques de l'image finale. Une série d'algorithmes est employée pour améliorer la définition des marges des structures, diminuer le bruit, retirer certains artéfacts techniques et optimiser le contraste de l'image. Par ailleurs, afin d'optimiser le rendu des images de régions dont les caractéristiques anatomiques diffèrent, d'autres algorithmes spécifiques sont ajoutés (Körner et al, 2007). La

résolution de contraste est aussi fortement influencée par la présence de bruit, lequel doit être réduit au maximum. La gestion du bruit se fait de façon variable et explique souvent la différence de qualité entre les systèmes (Bushberg et al, 2012).

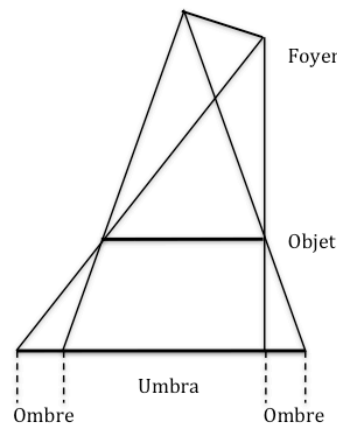
Une autre caractéristique importante des systèmes numériques est celle de la plage dynamique qui détermine l'étendue de la gamme d'information recueillie par le détecteur, et qui permettra de mieux afficher les différences d'atténuation de rayons-X (exemple os et tissus mous) comprise dans une même image. Cette plage dynamique est importante car elle influence directement la résolution de contraste de l'image radiographique (Cowen et al, 2007; Körner et al, 2007).

Les images radiographiques numériques sont de façon standard sauvegardées en format numérique de type DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), avec une échelle de gris de 10, 12 ou 14 bits, permettant de maintenir un maximum d'informations. L'information sera alors exprimée en échelle de gris pour chaque pixel formant l'image finale. Selon le nombre de bits recueillis et en fonction de la capacité d'affichage de l'écran, chaque pixel pourra afficher une valeur parmi 1024 (10 bits), 4096 (12 bits) ou 16384 (14 bits) niveaux de gris. Lors de la conversion du fichier DICOM en format plus facilement exportable, dont la taille sera moindre, une compression aura lieu, réduisant de façon variable l'information maintenue dans l'image. La conversion en fichier JPEG sans compression, dite *loss less*, est devenue un standard en imagerie et acceptée pour des fins diagnostiques, si évidemment la résolution spatiale (i.e. le nombre de pixels) reste inchangée (Bushberg et al, 2012).

#### **1.4.3.4 Pénombre et netteté**

On définit la *pénombre*, *ombre* ou *gradient de bord* comme étant la région d'illumination partielle entourant l'*ombre* principale de l'image. À mesure que le foyer du tube est plus large, le faisceau résultant sera aussi plus large et produira davantage d'ombre. De plus, en raison de la divergence du faisceau primaire depuis la source d'émission, les marges de l'objet imagé ne sont pas tout à fait précises; ils s'étendent pour présenter une densité variable et un manque de

définition (Figure 2). Afin de réduire cet effet de gradient de bord dans l'image, l'objet devra être placé le plus près possible du capteur (film ou plaque numérique) (Curry et al, 1990). Évidemment, la perte d'intensité du faisceau de rayons-X émis - qui est exponentiellement reliée à la distance foyer-objet - représentera un facteur limitant cette compensation.



**Figure 2.** Représentation de l'artéfact de gradient de bord en radiologie. La position et l'orientation de la source émettant les rayons-X aura un effet sur la forme des objets reproduits et sur la netteté de leurs contours.

La *netteté* est la capacité d'un système à enregistrer avec précision les caractéristiques des marges dans l'image. Ainsi, des marges tissulaires nettes devraient demeurer ainsi sur l'image. La netteté et le contraste sont intimement reliés. En effet, un haut contraste permet plus facilement d'identifier les marges d'une région (De Crop et al, 2012).

#### 1.4.3.5 *Signal et bruit*

Le bruit correspond aux petites différences de densité, ou de brillance, présentes dans une image radiographique, qui ne représentent pas de réelles différences d'atténuation des rayons-X, mais qui réduisent le contraste dans l'image (Curry et al, 1990). Ce bruit est toujours présent car aucun système n'est parfait, mais il varie en fonction de plusieurs facteurs. La qualité de l'image radiographique sera grandement déterminée par le ratio entre le signal (i.e. nombre des photons-X détectés et transformés en signal) et le bruit ajouté, soit le ratio signal/bruit, ou communément nommé *SNR* (signal-to-noise ratio) (Cowen et al, 2007; Körner et al, 2007).

Différentes sources de bruit ont été identifiées. La radiation par *diffusion* des rayons-X génère une réduction du contraste radiographique principalement par l'effet Compton. Ce phénomène est accentué pour les régions plus épaisses, lorsque les champs radiographiés sont grands, et avec l'utilisation de kVp élevés. La collimation du faisceau primaire, l'utilisation de grilles anti-diffusantes et l'augmentation de la distance objet-film permettent de réduire la diffusion (Curry et al, 1990).

La *fluctuation quantique* représente une autre cause de bruit qui affecte tant le film conventionnel que le capteur numérique. En effet, la quantité de photons, ou quantum/mm<sup>2</sup>, présente dans le faisceau primaire est fluctuante. Cette fluctuation est due à une émission aléatoire des rayons-X par le tube (dictée par la loi des probabilités). Cette fluctuation de densité est accentuée à haut kVp (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012). Pour les systèmes numériques CR, la fluctuation des photons de rayons-X perçus par le détecteur numérique et l'éventuelle fluctuation dans l'émission des photons lors de la lecture laser vont, ensemble, influencer la présence de bruit dans l'image finale. De cette façon, la quantité de bruit finale dépendra du niveau de discrimination effectuée par le convertisseur analogique-numérique entre le niveau de bruit et l'échelle de gris réelle des signaux détectés (Cowen et al, 2007).

#### 1.4.3.6 Magnification et distorsion

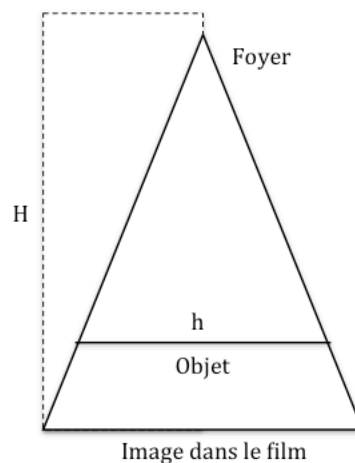
Comme explicité précédemment, la radiographie est une image 2D produite à partir d'un objet 3D. Les rayons-X émis par le tube se distribuent de façon divergente lors de leur trajectoire vers et à travers l'objet, produisant ainsi une image résultante de taille supérieure à l'originale, un processus appelé « *magnification* ». Cette magnification dépendra de deux facteurs : la *distance objet-film* et la *distance foyer-film* (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012). Deux sources de magnification peuvent être reconnues :

a) Quantification directe

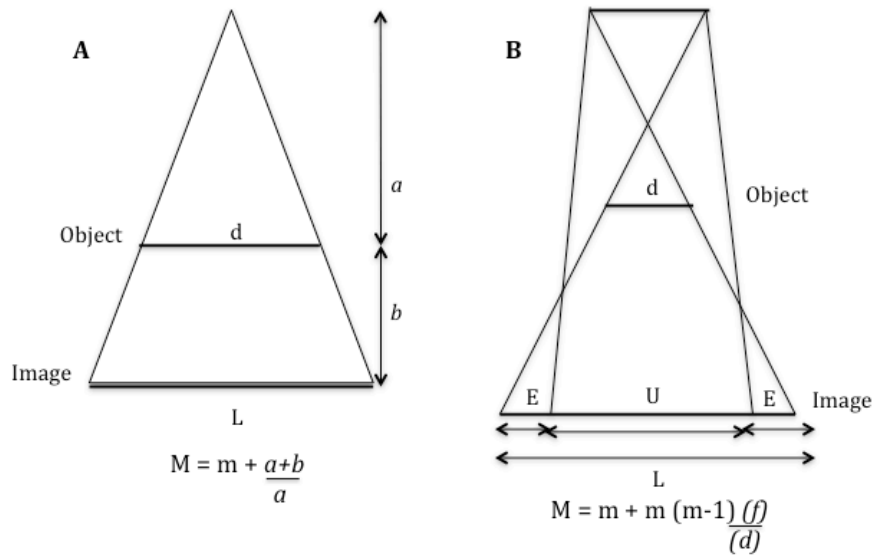
$$M = \frac{\text{taille de l'image dans le film}}{\text{taille de l'objet}}$$

b) Quantification indirecte

$$M = \frac{h}{H} = \frac{\text{taille de l'objet}}{\text{taille de l'image dans le film}}$$



**Figure 3.** Quantification directe et indirecte de la magnification en radiologie. M : magnification; H : distance foyer–film ; h : distance foyer–objet.



**Figure 4. (A)** Représentation de l'image produite à partir d'un point de source et détermination de la magnification géométrique ; **(B)** Représentation de l'image produite à partir d'un foyer de taille connue et détermination de la vraie magnification.  $M$  = vraie magnification;  $m$  = magnification géométrique;  $d$  = taille de l'objet;  $f$  = taille du foyer;  $a$  = distance foyer-objet;  $b$  = distance objet-film;  $L$  = taille totale de l'image sur le film;  $U$  = région centrale de l'image sur le film (umbra);  $E$  = gradient de bord.

Bien que la magnification soit une caractéristique inhérente à la formation des images, on cherche à la maintenir minimale afin que l'image soit le plus fidèle à la réalité. Pour ce faire, la distance objet-film doit être réduite au minimum et la distance foyer-film augmentée au maximum. En général, une image magnifiée sera moins bien définie, mais la quantité de bruit produit se maintiendra constante (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012).

La *distorsion* est générée par une magnification inégale des différentes parties d'un même objet. Elle survient lorsqu'un objet relativement épais n'est pas placé directement sous le faisceau central de radiation, ou encore lorsque les différentes

parties de cet objet sont à distances inégales du film, mais relativement proches spatialement l'une de l'autre. Celles-ci vont être magnifiées à différents degrés. Pour les objets ronds, la localisation par rapport au faisceau central déterminera la forme et la taille reproduites sur l'image. Ainsi, un objet rond pourrait apparaître ovale et de diamètre inégal (Curry et al, 1990).

#### **1.4.4 Critères d'évaluation de la qualité de l'image radiographique**

L'apparence d'une image radiographique est le résultat d'une interaction de plusieurs facteurs, lesquels peuvent être étudiés de façon indépendante (Rossmann, 1966). La qualité de l'image est l'un des plus importants paramètres de l'image radiographique. L'évaluation de cette qualité est complexe. Généralement, on considère une image radiographique de qualité lorsqu'elle permet à l'observateur de détecter une lésion ou de bien visualiser les structures importantes, et d'en évaluer les caractéristiques radiographiques (Bath et Masson, 2007; Bath, 2010; Li, 2012). Cette qualité peut être évaluée subjectivement par l'évaluation de structures anatomiques précises ou par la visualisation de lésions pathologiques, par exemple, mais elle peut aussi être évaluée plus précisément par d'autres méthodes.

En effet, la difficulté à évaluer de façon subjective une image, sans repères précis, a incité les radiologistes à développer d'autres méthodes qualitatives et quantitatives (Bath, 2010). Avec ces méthodes, les images générées avec une nouvelle technique étudiée sont comparées à celles obtenues avec une méthode dite « standard », alors considérées comme des images de référence.

Les résultats de ces études sont généralement analysés sur la base de deux méthodes de classification : une classification absolue pour laquelle des critères sont directement évalués en fonction des images évaluées (normalement sur la base d'une échelle de 0-3 à 0-5); et une classification relative qui compare les images de l'étude à celles de référence (i.e. inférieures ou supérieures) (Mansson, 2000; De Crop et al, 2012).

#### ***1.4.4.1 Méthodes pour mesurer qualitativement la performance diagnostique***

Habituellement connues comme études de « performance de l'observateur » ou études de « performance diagnostique », ces études visent à exposer un ou plusieurs observateurs à une image ou plusieurs images. Ceux-ci doivent déterminer, selon leurs propres critères ou à partir d'une échelle d'évaluation fournie à l'avance, si la technique étudiée produit des images de qualité égale, supérieure ou inférieure à celle des images de référence. Les critères généralement employés et évalués par le(s) radiologue(s) sont la visualisation et la résolution des structures anatomiques, le contraste et l'échelle de gris, le bruit, la qualité de la projection et du positionnement du patient, etc. Si les résultats de l'évaluation radiologique démontrent qu'une technique étudiée permet de générer des images répondant aux critères définis se comparant à une méthode de référence, il devient acceptable de l'employer à la place de la technique de référence pour cette utilisation précise du moins (Mansson, 2000).

#### ***1.4.4.2 Études d'analyse de gradient visuel (AGV)***

Les études de gradient visuel permettent d'évaluer la qualité d'une image sur la base de la visualisation de structures anatomiques, de lésions pathologiques ou de paramètres physiques contenus dans l'image. Ceci permet d'obtenir une analyse simple et hautement discriminante (Mansson, 2000). Le critère le plus utilisé en médecine humaine est la représentation des structures anatomiques car celles-ci présentent une apparence uniforme, relativement prévisible et facile à décrire. De plus, l'évaluation du grade de visibilité de ces structures anatomiques permet d'évaluer, de manière indirecte, mais plus simplement, les variations de contraste, de résolution et de bruit dans l'image. La nouvelle technique pourra être validée sur la base d'une grille d'évaluation de marqueurs anatomiques prédéfinis, ou encore en laissant les radiologistes expérimentés choisir les éléments



d'importance anatomique en fonction de leurs propres critères (Bath, 2010; Ludewig, 2010; Mansson, 2000).

Cette méthode d'évaluation est réalisée en comparant les images à évaluer avec celles dites de référence (*gradient relatif*), ou en évaluant uniquement les images à tester (*gradient absolu*). Dans ces deux contextes, les observateurs devront analyser les images sur la base d'une grille de scores pour chaque critère (Mansson, 2000; Bath et Mansson, 2007; Bath, 2010). Les méthodes avec gradient relatif semblent avoir davantage été employées dans les études publiées. La grille de score construite permet de catégoriser la décision de l'observateur utilisant une échelle de 3, 5 ou 7 degrés où un score de zéro est jugé égal à la référence (Table I). Les images de référence doivent idéalement être randomisées. Dans le cas d'un gradient absolu, la grille de score utilisée porte en général une échelle de 4 ou 5 points (Table II) (Mansson, 2000; Bath, 2010; Ludewig, 2010).

<b>Table I : Exemple d'une évaluation de gradient visuel relatif</b> (Ludewig, 2010)	
1	Image testée clairement supérieure à l'image de référence
2	Image testée un peu supérieure à l'image de référence
3	Image testée égale à l'image de référence
4	Image testée un peu inférieure à l'image de référence
5	Image testée clairement inférieure à l'image de référence

<b>Table II : Exemple d'une évaluation de gradient visuel absolu (Ludewig, 2010)</b>	
1	Qualité de l'image excellente : pas de limitations pour son utilisation dans l'enseignement de l'anatomie radiographique vétérinaire
2	Qualité de l'image bonne : limitations minimales pour son utilisation dans l'enseignement de l'anatomie radiographique vétérinaire
3	Qualité de l'image satisfaisante : limitations modérées pour son utilisation dans l'enseignement de l'anatomie radiographique vétérinaire, mais sans perte d'information importante
4	Qualité de l'image réduite : importantes limitations pour son utilisation dans l'enseignement de l'anatomie radiographique vétérinaire avec perte d'information significative
5	Qualité de l'image déficiente : image non utilisable dans l'enseignement de l'anatomie radiographique vétérinaire, perte d'information jugée inacceptable

#### 1.4.5 Rôle de l'observateur dans l'évaluation de la qualité de l'image

Lorsque plusieurs radiologistes évaluent les images, la variabilité inter-observateur peut devenir un facteur important pour l'analyse des données obtenues. Cette variation dépend de plusieurs facteurs, notamment le niveau et le type de formation des observateurs, leur expérience individuelle, la difficulté de réaliser l'évaluation demandée, la fatigue, etc. (Tingberg, 2005)

Ces variations de lecture sont issues des différences d'interprétation du ou des critères d'évaluation fourni(s), ou d'une tendance à inspecter d'autres régions de l'image autres que celle où le critère doit être évalué. Afin de limiter cette variation, les instructions fournies aux lecteurs doivent être claires, précises et organisées du général au spécifique. En précisant les attentes et la grille de score, on favorise des résultats où la variabilité des réponses est davantage liée à la qualité des images qu'aux variations individuelles des lecteurs (i.e. préférences, connaissances et expériences) (Tingberg, 2005; Li, 2010).

## 1.5 Caractéristiques des images tomodensitométriques

### 1.5.1 Principes de base

La tomodensitométrie, ou *CT*, est une technique d'imagerie générant des images à partir de fines sections d'un patient, ou encore d'un objet, balayées par un faisceau radiologique rotationnel hautement collimaté, alors que les rayons-X le traversant sont captés puis convertis en signal par un ordinateur performant (Curry et al, 1990).

La base de l'appareil CT est constituée d'un support mobile rotationnel entourant une table mobile sur laquelle le patient est positionné. Ce support cylindrique est principalement constitué d'un tube à rayons-X, d'une unité de détecteurs de rayons-X et d'une bague collectrice qui fournit la connexion électrique. Le tube et l'unité de détecteurs sont placés l'une face à l'autre et bougent à l'unisson, du moins pour la plupart des systèmes d'aujourd'hui. Le faisceau de rayons-X est émis en forme d'éventail depuis le tube rotationnel vers les détecteurs qui sont alignés selon la courbure du support cylindrique, soit perpendiculairement au point d'émission des rayons-X (Bushberg et al, 2012).

### 1.5.2 Tubes de rayons-X, filtres et collimation

Le tube de rayons-X est monté de façon à ce que le plan du disque de l'anode soit parallèle au plan de rotation du support, fournissant un faisceau uniforme en énergie. Ces appareils utilisent un tube qui génère un faisceau de rayons-X de type monochromatique (Bushberg et al, 2012).

Pour les appareils CT actuels, le faisceau de rayons-X est émis de façon continue. Il est collimaté en deux points bien alignés, soit tout près du tube, avant le patient, et tout juste avant les détecteurs, de l'autre côté du patient traversé. Les collimateurs près du tube sont utilisés pour moduler l'épaisseur de la coupe, ce qui est ajusté selon la largeur de coupe choisie et la taille et le positionnement du foyer du tube.

La collimation effectuée à la sortie du patient, devant les détecteurs, permet d'améliorer le profil de sensibilité de chaque coupe (*slice sensitivity profile*) et réduire la radiation par diffusion qui n'est pas parfaitement parallèle et qui pourrait atteindre les détecteurs. Cette collimation ajoutée à une filtration des photons de faible énergie assure que seuls les photons provenant du faisceau primaire et dont l'énergie est suffisamment élevée sont captés par les détecteurs pour produire les images, réduisant par ce même fait, le bruit dans celles-ci (Saunders et Schwarz, 2011). Plusieurs modèles utilisent aussi une grille alignée avec le détecteur qui filtre les rayons divergents. Les versions plus récentes de CT comportant de multiples rangées de détecteurs permettent de produire des coupes plus minces, augmentant la vitesse d'acquisition des images. Pour ces systèmes, l'épaisseur de coupe est déterminée par la largeur du faisceau de rayons-X et par la configuration du détecteur. Dans ces systèmes multi-coupes, l'épaisseur de coupe minimale devient aussi petite que 0,625 ou 0,5 mm, ce qui permet d'obtenir des images de très haute résolution spatiale dans le plan de coupe (Saunders et Schwarz, 2011; Bushberg et al, 2012).

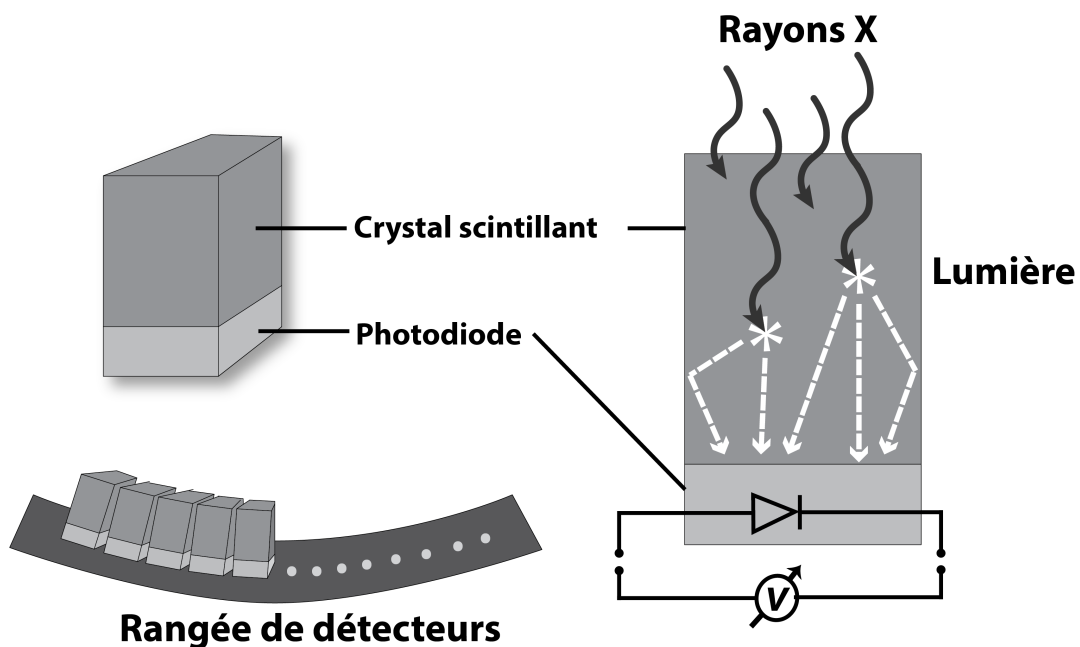
### **1.5.3 Interaction avec les tissus**

L'énergie des photons-X émanant du tube du CT fluctue entre 80 et 140 kV. Pour ces niveaux d'énergie, les principales interactions avec les tissus en ordre croissant sont la diffusion cohérente, l'effet photoélectrique et la diffusion de Compton (Bushberg et al, 2012).

### **1.5.4 Détecteurs pour l'acquisition de l'image**

Les détecteurs des rayons-X, dont le nombre de rangées peut atteindre 128, sont placés sur une plaque semi-annulaire courbe à l'intérieur du cylindre de l'appareil CT. Les CT multi-coupes actuels utilisent des détecteurs indirects solides, qui sont formés de cristaux qui produisent de la lumière lors d'une stimulation par des

rayons-X (Figure 5). Ils sont liés à un convertisseur analogique-numérique qui permet d'amplifier le signal analogique (soit la lumière produite par le cristal) et le convertir en signal électronique. La quantité de lumière produite par les cristaux des détecteurs, et donc le signal électrique, est proportionnelle à la quantité de photons de rayons-X incidents. Environ 1000 à 3000 projections sont acquises pour chaque rotation de 360 degrés du tube autour du patient (Saunders et Schwarz, 2011; Bushberg et al, 2012). Ces projections seront ultérieurement utilisées par l'ordinateur pour produire les images (voir plus loin 2.5.6).



**Figure 5.** Illustration des composantes du détecteur solide tomodynamétrique. Les rayons-X interagissent avec le cristal qui scintille pour stimuler la photodiode, à l'origine du signal. Les détecteurs sont alignés en rangée dont le nombre varie d'un appareil à l'autre.

### 1.5.5 Zones de balayage (*scan field of view*) et de reconstruction d'images (*display field of view*)

Le *scan field of view* (SFOV) représente le cercle dans l'axe X-Y déterminant les marges du champ à imager à l'intérieur du portique du CT. Le SFOV est programmé avant la prise des images (Schwarz et O'Brien, 2011; Bushberg et al, 2012).

Le *display field of view* (DFOV) correspond à l'aire du SFOV qui sera considérée pour former chaque image. Pendant la reconstruction de l'image numérique, la taille de la matrice va définir le nombre de pixels. Généralement une matrice de 512 X 512 pixels qui permet obtenir 262144 pixels est utilisée. En réduisant la taille du DFOV tout en gardant une matrice de 512 X 512, on réduit la taille des pixels affichés, contribuant à améliorer la résolution de l'image (Schwarz et O'Brien, 2011).

### 1.5.6 Traitement et reconstruction de l'image

Lorsqu'une section de tissu est balayée par le faisceau de rayons-X, l'appareil produit une série de fines tranches remplies de petit cubes nommés *voxels*, chacun portant l'information du niveau moyen d'atténuation des rayons-X à travers les tissus compris dans ce voxel. Chaque tranche de tissu est ainsi formée d'une *matrice* de voxels, dont le nombre est généralement identique dans les axes *x* et *y* de la grille (ex. 512 X 512). Ainsi, l'information est recueillie de façon volumétrique, puis convertie en coefficients d'atténuation linéaire ( $\mu$ ) déterminés par l'ordinateur de l'appareil, en fonction de l'intensité du faisceau de rayons-X initial et de l'intensité résiduelle détectée de l'autre côté du patient, et ce pour tous les angles formés alors que le tube radiogène tourne autour du patient et fait scintiller les détecteurs de façon continue (Figure 6). La reconstruction spatiale des coefficients d'atténuation linéaire propres à chaque petit voxel est complexe, faisant appel à une méthode mathématique de *rétroprojection* qui produit une reproduction fidèle des objets compris dans la zone imagée (Bushberg et al, 2012).



**Figure 6. (A).** Acquisition tomodensitométrique chez un chien sous anesthésie générale. **(B).** Schématisation de la rotation du tube radiogène à l'intérieur du portique de l'appareil tomodensitométrique, bombardant de rayons-X les détecteurs assemblés en rangée (une seule dans cet exemple).

Les images CT peuvent être reconstruites à différents intervalles sans affecter l'épaisseur de coupe; la qualité de l'image est meilleure lorsque cet intervalle est inférieur à l'épaisseur de coupe. Un intervalle de reconstruction représentant la moitié de l'épaisseur de coupe est souvent considéré optimal. D'autre part, ces reconstructions peuvent être faites avec des filtres ou algorithmes différents qui permettent de modifier la fréquence spatiale de l'information contenue dans la matrice. Deux principaux algorithmes sont employés. D'abord, l'algorithme de basse fréquence spatiale permet de réduire le bruit et ainsi d'améliorer la résolution de contraste de l'image. Il est utilisé sur des régions à bas contraste où la discrimination des caractéristiques des tissus - dont le niveau d'atténuation est peu contrasté d'un organe à l'autre - est priorisée au détriment du détail. Le deuxième est l'algorithme de haute fréquence spatiale qui permet d'améliorer la résolution spatiale et la définition des marges, mais augmente le niveau de bruit dans l'image. Il est principalement utilisé pour mettre en relief la définition de contour des petites structures dans un environnement tissulaire à haut contraste

en atténuation, comme pour l'évaluation des vaisseaux et des bronches pulmonaires, ou encore des os (Schwarz et O'Brien, 2011).

Ces différentes étapes de traitement de l'information brute mènent à l'attribution pour chaque voxel d'une valeur numérique nommée *numéro CT*, ou encore unité de Hounsfield (*Hounsfield Unit, HU*). Ultimement, la valeur moyenne en HU comprise dans chacun des voxels s'affichera dans une matrice de 512 X 512, généralement sauvegardée à 12 bits, soit permettant d'afficher pour chaque pixel jusqu'à 4096 niveaux de gris différents. Le niveau de gris de chacun des pixels s'affichera sur l'écran en fonction des ajustements de fenêtrage (Bushberg et al, 2012).

Finalement, comme les images tomодensitométriques sont issues d'un assemblage de données volumétriques, elles peuvent être reformatées dans des plans autres que le plan original d'acquisition transverse. Ce processus ne modifie pas la quantité de voxels dans la matrice originale, mais permet d'afficher de nouvelles images selon un autre plan, soit en plans sagittal, dorsal ou oblique. Encore, certains logiciels permettent l'affichage des structures en format 3D, sous un processus de rendu volumétrique (*volume rendering*). Ces modifications permettent de visualiser les objets à différents niveaux de profondeur, les tourner dans l'espace, donner différents niveaux de transparence à certaines régions superficielles pour mieux voir les structures plus profondes, attribuer certaines couleurs en fonction des niveaux d'atténuation des tissus, ou encore mettre en évidence certains tissus spécifiques en fonction d'un intervalle de valeurs HU prédéterminées (Cody, 2002).

### **1.5.7 Principaux paramètres affectant la qualité des images tomодensitométriques**

#### **1.5.7.1 Bruit, pas, fluctuation quantique et précision**

Si un objet homogène est imagé - de l'eau par exemple -, tous les pixels couvrant cette région doivent afficher la même valeur HU. Le bruit est défini comme une modification dans l'uniformité d'atténuation aux rayons-X d'une zone de matière



homogène. Ces fluctuations représentent des variations dans le nombre de photons de rayons-X absorbés par le détecteur (Curry et al, 1990). Comme l'image correspond à la reconstruction de milliers de projections photoniques, le bruit final attribué à un voxel et affiché sur le pixel correspondant sera l'addition du bruit associé à l'ensemble de ces projections photoniques croisant ce voxel (Bushberg et al, 2012). La façon la plus efficace de diminuer ce bruit est d'augmenter le nombre de photons-X absorbés par le détecteur en augmentant la dose de radiation-X utilisée à la source.

L'épaisseur de coupe influence aussi la présence de bruit. Des images reconstruites à partir de coupes plus minces portent davantage de bruit que des coupes plus épaisses, en raison d'un nombre réduit de photons-X atteignant les détecteurs. On dit alors que le ratio signal sur bruit, ou communément appelé *SNR* pour « *signal-to-noise ratio* » est réduit. L'emploi de doses de radiation plus élevées permet d'augmenter ce ratio, mais augmente par le fait même l'exposition du patient (Bushberg et al, 2012).

Le *pas* de balayage (*pitch*) correspond à la relation entre la vitesse de déplacement de la table du patient et l'épaisseur de coupe choisie pendant une rotation de 360 degrés du tube. Dans les scanners multi-coupes, il correspond à la relation entre la vitesse de déplacement de la table dans la largeur de la région collimatée, et l'épaisseur de coupe de chaque rangée de détecteurs. Il influence la quantité de radiation émise, le temps d'acquisition et la qualité des images, principalement les résolutions spatiale et de contraste. À titre d'exemple, une augmentation du pas permet de réduire la durée du scan et de diminuer les artéfacts de mouvement du patient, mais augmente toutefois le bruit dans l'image et peut engendrer certains autres artéfacts (Schwarz et Saunders, 2011). En médecine vétérinaire, il est accepté que le pas ne devrait pas dépasser 2. Un *pas* de 1,5 à 2 est recommandé pour le thorax dans la recherche de métastases pulmonaires (Joly et al, 2009), alors qu'un pas de 1 à 1,5 a été suggéré pour la plupart des examens cliniques (Schwarz et O'Brien, 2011).

### **1.5.7.2    *Résolution spatiale***

La résolution spatiale au CT est définie comme la capacité du système à afficher deux petites structures rapprochées comme étant bien séparées. La résolution d'un système est mesurée en mm ou en paires de lignes/mm. Pour le CT, elle avoisine 0,7 lignes/mm (Huda et al, 2002; Saunders et Schwarz, 2011).

La résolution spatiale dans l'axe Z est déterminée par l'épaisseur de coupe et se voit augmentée lorsque cette coupe est réduite, en réduisant les effets de volume partiel (i.e. lorsqu'une petite structure se voit additionnée à un autre tissu si la coupe est suffisamment large pour contenir les deux) (Schwarz et O'Brien, 2011). La possibilité de réaliser des coupes minces avec les systèmes de multi-coupes rapides permet de réduire ces effets de volume partiel. Toutefois, comme la zone exposée comporte moins de rayon-X, du bruit peut s'introduire plus facilement, réduisant la qualité de l'image. Un compromis entre l'exposition et l'épaisseur de coupe est donc préconisé.

D'autres facteurs déterminent ou influencent la résolution spatiale au CT, soit le mouvement du support rotatif, la taille et la distribution du foyer thermique, la dimension des détecteurs, le facteur de magnification, le mouvement du patient, la sélection du DFOV, etc (Curry et al, 1990; Bushberg et al, 2012). L'utilisation d'un DFOV plus large pour une matrice identique (ex. 512 X 512) réduit la résolution obtenue car chaque voxel (pixel) est élargi (Huda et al, 2002).

### **1.5.7.3    *Résolution de contraste***

La résolution de contraste au CT correspond à la capacité du système à afficher deux zones de niveaux d'atténuation rapprochées comme étant différentes. Ce pouvoir de résolution est bien distinct de celui de pouvoir séparer spatialement les objets, mais en est en partie relié et contribue tout autant à la qualité diagnostique de l'image.

La résolution de contraste au CT est supérieure à celle de la radiographie. En effet, deux zones ne peuvent être affichées distinctement sur une radiographie que si la différence dans leur niveau d'atténuation, ou densité, est d'au moins 10%, alors qu'une différence de 0,5%, ou même moins, est suffisante au CT (Curry et al, 1990).

Le bruit généré peut affecter l'homogénéité d'une région imagée, influençant ainsi la distinction des zones dont le niveau d'atténuation est rapproché, soient les zones dites à « bas contraste ». L'emploi de filtres ou algorithmes de basse fréquence et de méthodes de reconstruction appropriées permet d'améliorer le niveau de contraste en réduisant le bruit de l'image. Comme pour la résolution spatiale, la résolution de contraste s'accroît lors d'augmentation de l'énergie du faisceau de rayons-X qui fournit davantage de signal et moins de bruit, permettant ainsi de mieux percevoir les petites différences d'atténuation des photons-X. L'acquisition de coupes très minces augmente la quantité de bruit produit et diminue le contraste. L'affichage des images sur l'écran de la station diagnostique peut être ajusté au CT afin d'accentuer ou réduire le contraste d'une région ciblée en fonction de l'échelle de gris dont elle est composée. L'examen des tissus mous à bas contraste, comme la recherche de nodules hépatiques par exemple, requière une réduction de la fenêtre de l'échelle de gris pour accentuer le contraste et faciliter la détection des lésions dont les caractéristiques d'atténuation se rapprochent de celles du parenchyme hépatique normal (Huda et al, 2002; Bushberg et al, 2012).

#### ***1.5.7.4 Magnification***

La magnification des objets imagés est inévitable au CT car le patient est situé près du centre de l'axe de rotation, soit à une distance fixe par rapport au tube et aux détecteurs. Cette magnification comporte l'avantage d'augmenter la résolution spatiale de la coupe (Curry et al, 1990).

## 1.6 Images radiographiques et tomodensitométriques : différences et similarités

Comme précédemment décrit, la radiographie et le CT utilisent tous deux une source de rayons-X pour produire les images. Bien que le principe de base soit similaire, d'importantes différences existent entre ces deux modalités.

Pour les deux modalités, un tube émet des rayons-X divergeant depuis la source et dont l'intensité diminue lors de la trajectoire du faisceau. Pour l'appareil radiographique, ce faisceau présente une concentration inégale de photons-X en raison de l'effet talon décrit précédemment. Cet effet est absent au CT.

L'image résultante est le produit des différents niveaux d'atténuation des rayons-X après avoir traversé le patient et atteignant le ou les détecteurs, et est affichée en niveaux de gris dont la blancheur est proportionnelle au niveau d'atténuation. Ainsi, tant à la radiographie qu'au CT, une zone hyperatténuante sera plus blanche - ou plus radio-opaque sur la radiographie -, qu'une zone moins atténuante, comme l'air par exemple. Le CT jouit cependant d'une meilleure capacité à distinguer les niveaux de gris entre eux, donc d'une meilleure résolution de contraste.

Pour l'image radiographique, la réduction en intensité du faisceau est directement proportionnelle à la distance focus-patient-détecteur, mais est aussi influencée par la divergence des rayons-X. Or, cette divergence est responsable des effets de pénombre, de magnification et de distorsion modifiant les structures dans l'image, une caractéristique spécifique de la radiographie. L'addition de l'information perçue au CT lors de la rotation du tube autour du patient a pour effet d'éliminer, en pratique, les effets de distorsion et de pénombre, et d'obtenir des images dont les structures ont une morphologie plus représentative de la réalité. Non seulement les structures anatomiques sont mieux représentées sur les images tomodensitométriques originales en plan transverse, mais comme les données sont de type volumétrique au CT, des images peuvent être reformatées dans tous les plans, facilitant la compréhension des relations spatiales entre les structures.

Finalement, la résolution spatiale diverge entre les deux modalités, celle de la radiographie étant supérieure. Bien que cette limite soit importante, elle est

largement compensée dans un contexte clinique par l'absence de superpositions et la résolution de contraste accrue au CT. Toutefois, cette différence doit être prise en considération lors de la simulation de radiographies à partir d'images CT.

### **1.7 Potentiel des images tomodensitométriques pour la simulation virtuelle de radiographies et développement d'un outil pour l'enseignement de l'anatomie radiographique**

Les images tomodensitométriques et radiographiques présentent plusieurs caractéristiques communes, la principale étant leur genèse à partir d'une source de rayons-X. Ces mêmes images présentent aussi d'importantes différences dans les caractéristiques finales obtenues. Ces différences sont principalement reliées aux phénomènes de magnification, de distorsion et de superposition des structures en radiographie, aux différences d'atténuation des rayons-X engendrées par une distance tube-patient-détecteur différente, et aux différences de résolution spatiale et de contraste entre ces modalités. L'idée d'utiliser des images ou reconstructions tomodensitométriques pour l'enseignement de l'anatomie radiographique et des concepts de spatialité n'est pas nouvelle, principalement en lien avec la génération de logiciels 3D ou virtuels. Des images pré-scan du champ à imager (SFOV) au CT ont été employées pour améliorer la compréhension des images radiographiques (Yamada et al, 2007) ou pour superposer les reconstructions 3D sur des images radiographiques. Des filtres particuliers (« mode x-ray ») sont disponibles sur certains logiciels de manipulation d'images qui permettent de simuler une image radiographique à partir d'une reconstruction CT en 3D. Bien que ces derniers outils puissent « mimer » l'effet d'échelle de gris d'une image radiographique, ils n'arrivent pas, pour l'instant, à reproduire toutes les caractéristiques inhérentes à une image radiographique, ou conséquemment à résoudre tous les défis de l'anatomie radiographique.

L'image acquise au CT est contenue dans un modèle mathématique matriciel de dimensions standardisées, comportant une série de rangées et de colonnes de voxels formant un tout volumétrique. En employant un outil informatique, un

algorithme mathématique pourrait manipuler et déformer cette matrice volumétrique pour permettre sa transformation en une image 2D qui simulerait une radiographie, et ce sous différents angles. Cette image simulée conserverait les caractéristiques d'une radiographie. Ultérieurement, ces images pourraient être incorporées dans un outil d'enseignement de l'anatomie radiographique.

Les modèles interactifs 3D sont en effet de plus en plus populaires dans les systèmes éducationnels et semblent jouir d'une meilleure acceptation et d'un meilleur engagement des étudiants. De plus, ces modèles peuvent faire appel à plusieurs méthodes d'enseignement à la fois, comme des images 2D et 3D, anatomiques ou radiographiques, des présentations PowerPoint (Microsoft, Série Office), des cours en ligne, etc. Si le développement d'images radiographiques simulées à partir d'images CT s'avère efficace, un modèle interactif permettant de joindre les radiographies simulées aux reconstructions 3D au CT pourrait être développé. Ce genre d'outil permettrait de comparer l'image des tissus en 3D avec leur rendu radiographique. De cette façon, l'outil pourrait favoriser l'enseignement de l'anatomie radiographique tout la compréhensions des caractéristiques de la formation de l'image.

## **Chapitre 2 : Hypothèse et but de l'étude**

Les images CT et radiographiques présentent plusieurs similitudes physiques tant dans le processus de formation de l'image que dans les facteurs qui en influencent la qualité. Les images CT permettent d'obtenir une meilleure résolution de contraste des tissus et de pouvoir les évaluer distinctement sans effet de superposition, avec le potentiel fort intéressant de pouvoir les reconstruire de différentes façons. Le défi que représente l'enseignement de l'anatomie radiographique justifie la recherche de nouvelles méthodes pouvant favoriser le développement des compétences en interprétation radiographique vétérinaire.

L'hypothèse de cette étude suppose qu'il est possible d'employer des acquisitions volumétriques au CT pour simuler des images radiographiques, à l'aide d'un logiciel spécialisé conçu pour déformer l'information recueillie par le CT dans le but de respecter les caractéristiques intrinsèques des images radiographiques.

L'objectif est donc de développer le logiciel permettant de simuler des radiographies à partir d'images CT, de valider la qualité et le réalisme de cette simulation via l'avis de radiologistes certifiés, pour en déterminer le potentiel éducatif pour l'enseignement de l'anatomie radiographique.

## **Chapitre 3 : Matériel et méthode**

Présentation sous forme d'article.



## Chapitre 4 : Résultats et Discussion

Présentation sous forme d'article.

### **4.1. Article: SIMULATING RADIOGRAPHS USING COMPUTED TOMOGRAPHY FOR THE PURPOSE OF TEACHING RADIOGRAPHIC ANATOMY IN VETERINARY MEDICINE**

Article soumis sous cette forme à *Veterinary Radiology & Ultrasound* le 11 avril 2013.

# **SIMULATING RADIOGRAPHS USING COMPUTED TOMOGRAPHY**

## **FOR THE PURPOSE OF TEACHING RADIOGRAPHIC ANATOMY**

PATRICIA MENDOZA, MARC-ANDRÉ D'ANJOU, ÉRIC N. CARMEL, ÉRIC FOURNIER,  
WILFRIED MAI, KATE ALEXANDER, MATTHEW WINTER, ALLISON  
ZWINGENBERGER, DONALD THRALL, CHRISTINE THEORET

### **Abstract**

Understanding radiographic anatomy and the impact of patient or radiographic tube positioning represents a challenge for students, and is ultimately linked to their ability to interpret normal and abnormal radiographs. Computed tomography (CT), which shares key imaging characteristics with radiography, can be used to simulate radiographs in any angle using ray sum (average intensity projection) filters. However, with such filters, radiographic image characteristics that include distortion and magnification that are unique to radiography are not reproduced, thus limiting the use of these CT images for teaching radiographic anatomy. A plug-in was developed for a DICOM viewer (ORS Visual) with ability to move and deform the cuboidal volumetric datasets acquired with thinly collimated 16-slice CT, and to produce images simulating the effects of tube-patient-detector distance and angulation. To validate the teaching potential of this simulation, CT datasets were acquired from two dogs, one cat and one horse, and simulated radiographs of different body parts (n=9) were produced using different angles to mimic conventional projections, before true digital radiographs were obtained using the same projections. These (n=18) studies were then submitted to ten external, board-certified radiologists who were asked to score several image parameters, such as the visualisation of specific anatomical landmarks and the realism of distortion/magnification, and to assess the teaching potential of this simulation for students and veterinarians at different educational levels. Overall results indicate that this method generates images that adequately simulate radiographs, with good potential for teaching several important concepts in veterinary radiography.

**Keys Words:** radiographic anatomy, radiographic simulation, computed tomography, radiography, simulator, teaching.

**Running Title:** *Simulating radiographs with CT*

From the Départements des sciences cliniques (Mendoza, d'Anjou, Carmel, Alexander) and biomédecine (Theoret), Faculté de médecine vétérinaire, Université de Montréal, Saint-Hyacinthe, QC, Canada, Object Research System Inc (ORS), 760 St-Paul W, #101 Montreal, QC, Canada H3C 1M4 (Fournier), Department of Molecular Biomedical Sciences; Department of Clinical Sciences, Ross University School of Veterinary Medicine, St. Kitts, West Indies (Thrall); Department of Small Animal Clinical Sciences, College of Veterinary Medicine, University of Florida, Gainesville, FL 32610, USA (Winter); The Rosenthal Imaging and Treatment Center, School of Veterinary Medicine, Section of Radiology, University of Pennsylvania, 3900, Delancey Street, Philadelphia, PA 19104, USA (Mai); Department of Surgical and Radiological Sciences, School of Veterinary Medicine, University of California, Davis, CA 95616, USA (Zwingenberger).

Address correspondence to: Marc-André d'Anjou, Hôpital Vétérinaire Rive-Sud, 7415 boulevard Taschereau, Brossard, Québec, Canada, J4Y 1A2.

## Introduction

Radiography has a significant impact on patient management in veterinary practice. While understanding Roentgen signs is essential for accurate radiographic interpretation, veterinary students must first learn normal radiographic anatomy, as this knowledge is ultimately linked to their ability to interpret normal and abnormal radiographs.<sup>1</sup> Part of the complexity in learning radiographic anatomy is explained by the fact that radiographs are bi-dimensional (2D) representations of tri-dimensional (3D) structures of variable shape, position and spatial distribution.<sup>2</sup> Hence, the ability to decode the different opacities that constitute a radiograph requires deep understanding of anatomy, but also of its normal variants<sup>3</sup> and all other factors that can influence the radiographic appearance of these structures, such as magnification, distortion, loss of depth perception, and superimposition.<sup>4</sup> Due to their impact on a practitioner's clinical competency, ideal methods to teach these concepts must be efficient and guarantee long-term retention.<sup>5</sup>

There is growing academic interest for methods that can improve student learning of radiographic concepts in veterinary medicine.<sup>1, 6, 7</sup> Besides formal lectures in pre-clinical years, students often spend time in small groups with printed radiographs or digital image libraries.<sup>8</sup> The technological advances in imaging modalities, particularly computed tomography (CT), and software products, afford new learning possibilities.<sup>9</sup> Integrative models combining multiplanar and 3D CT are increasingly used to teach anatomy and replace or reduce cadaveric dissection.<sup>10</sup> Most of these tools are now hosted online, thereby increasing their availability.<sup>3</sup>

CT shares important imaging characteristics with radiography, mainly that image formation is linked to the x-ray attenuation properties of tissues. CT datasets can be reformatted using several filtering methods that allow anatomical structures to be well recognized and differentiated. Among these, tissue volumes can be displayed as average intensity projection (or ray sum), simulating a radiographic appearance. However, with such filters, important characteristics unique to radiography, including distortion and magnification, are not reproduced. Indeed, the particular geometry of a radiographic projection is determined by the x-ray

beam divergence that increases in distance from the emitting source, resulting in magnification of the object being radiographed.<sup>11</sup> Moreover, the inevitable variation in the alignment of the x-ray source and the imaged object results in unequal magnification – i.e. distortion – of the body part being radiographed.<sup>12</sup> These modifications in the shape and size of structures can confuse the novice and lead to misinterpretation.

The purpose of this study was to develop a computer software that can simulate realistic radiographs from CT datasets of various anatomical regions of different animal species, and to validate the quality and value of these images in the context of teaching normal radiographic anatomy. Once validated, this method will serve to develop an interactive tool allowing students to move and rotate the 3D-rendered object - i.e. the body region – in different angles to produce images simulating radiographs, highlighting the effects of positioning and obliquity on the final radiographic image, and hopefully help them better recognize normal radiographic anatomy and its variances.

## Materials and Methods

### *CT imaging protocol*

Three healthy animals owned by veterinary students or by the Veterinary Teaching Hospital were selected: a cat (Angora, neutered male, 6,25 kg, 10 years old); a medium size dog (Beagle, neutered female, 13 kg, 5 years old); and a large breed dog (Bernese mountain, neutered female, 32 kg, 3 years old). Additionally, an adult horse (Canadian mare, 450 kg, 9 years old) to be euthanized for non orthopedic-related condition, was included. The imaging protocol and all other manipulations were approved by the Université de Montréal's ethics committee. High-resolution computerized radiographs (Agfa DX-S CR System, Agfa HealthCare, Toronto, ON, Canada) of specific regions were obtained in all four live animals using dedicated radiographic units for small (Axiom Iconos R200, Siemens Healthcare, Montreal, Canada) and large (Polydoros SX 65/80, Siemens Healthcare, Montreal, Canada) animals. All radiographic images (feline abdomen, canine thorax, canine abdomen, canine cervical and thoracolumbar spine, canine pelvis, canine stifle, equine skull and equine tarsus) were taken with patients awake before CT image acquisition, except for the pelvic ventrodorsal radiograph that was obtained under general anesthesia following CT. Using Adobe Photoshop (Adobe Photoshop CS5 Extended, Adobe Systems, Ottawa, Canada), these images were reformatted to a width of 800-1400 pixels depending on image format and size of the imaged body part, cropped to retain only the patient and saved as uncompressed 8 bit JPEG file.

Each animal was then scanned using a 16-slice CT unit (GE LightSpeed 16-slice CT scanner, General Electric Healthcare, Mississauga, Canada). The two dogs and the cat were scanned under general anesthesia in radiographic position to take into account the effects of decubitus and gravity. The cat was scanned in right lateral and dorsal recumbency, and images of the abdomen were obtained. The medium size dog was imaged in right lateral, left lateral, dorsal and ventral recumbency, and images of the thorax and abdomen were obtained. Finally, the large dog was scanned in right lateral and dorsal recumbency, and images of the abdomen, pelvis (positioning as recommended by the Orthopedic Foundation for Animals (OFA) for

hip dysplasia screening) and right stifle were obtained. All small animal CT studies were acquired using the same technique: 120 KVp, 250 mA, 0.625mm slice thickness, 0.31mm image interval, 0.562:1 pitch; and reconstructed with a high spatial frequency algorithm (BONE). The horse was euthanized before being scanned and positioned in dorsal recumbency on the CT table, and the head was imaged (120 KVp, 290 mA, 1.25mm, 0.625mm interval, 0.625:1 pitch) and reconstructed in high-spatial frequency (BONE) algorithm. The right hind limb was then sectioned at the coxofemoral joint and scanned separately in right lateral recumbency with the same imaging parameters as those used for the small animals

### *Radiographic simulation*

CT datasets were imported into a specialized DICOM viewer (ORS Visual, Object Research System, Montreal, Canada). A plug-in was created to deform image data matrices and simulate distortion, magnification, and tissue attenuation features of radiographs. This plug-in was produced based on the following concepts: 1. Ray tracing has been shown to be efficient for the fast approximation of x-ray images.<sup>13</sup> Figure 1 shows that the concept can be used with CT volume datasets by sending a ray through each voxel. 2. Ray casting using 3D textures and ray-tracing have been implemented on GPU (Graphic Processing Unit) and take advantage of the parallel processing capabilities of this programmable hardware. This was achieved with DirectX HLSL shading language and 3D texture hardware. Because the graphical processors are much faster but less precise than conventional CPUs, an alternate technique was designed to circumvent the number round-up approximation that would have impacted the simulation accuracy.<sup>14</sup> The integration of the ray-cast is produced by summing the Hounsfield values of the voxel intersected along each ray. A final normalization step is then applied to the resulting image in order to achieve an appropriate range of values. In order to accurately simulate the source and detector sizes, the dimensions of the view frustum during the GPU simulation is adapted so that the far plane of the frustum has the same dimensions as the detector panel and the camera position is located at a user-defined distance from a point of interest, hence a linear relation between the focal distance and the point of view (aperture) (Figure 2). To simulate radiographic projections, a distance of

approximately 100cm between the near and far planes of the view frustum was used.

In the preliminary phase of the project, artifacts were seen in simulated images when anisotropic CT datasets - i.e. when slice thickness and in-plane resolution were quite different – were used. These artifacts were more obvious when the direction of the ray cast was not exactly perpendicular to the acquisition plane of the CT scan (Figure 3). By using tricubic filtering<sup>15, 16</sup> and resampling, we were able to eliminate a good part of the artifacts during the simulation.

Images were exported from the software in DirectDraw Surface (.dds) 32-bit format, then opened in Photoshop (Adobe Photoshop CS5 Extended, Creative Suite 5). Images were individually adjusted for brightness (highlights, mid tones and shadows), contrast, and sharpness, and saved as PSD files retaining all adjustment layers, and as loss-less, 8-bit JPEG files for web transfer. The spatial resolution of each of these images was matched to the one of the corresponding digital radiograph (i.e. 800-1400 pixels in width, depending if images were in portrait or landscape format).

#### *Validation of simulated radiographs*

The next step was to validate the radiographic realism, quality and teaching potential of these simulated images, by a group of external, board-certified veterinary radiologists. An online questionnaire was created and divided into two parts.

In the first part, a group of ten radiologists were provided with a folder of all nine simulated radiographic studies and the corresponding digital radiographs, all in the same JPEG format, randomly distributed in subfolders. Each study was assessed for 1) the visualisation of selected anatomical structures (see Table I), 2) patient body part positioning, and 3) general radiographic realism, in the context of teaching radiographic anatomy, using the following scheme: optimal (3), satisfactory (2), borderline (1), or suboptimal (0).

In the second part, the nine simulated radiographic studies were presented alone to five of the ten initial readers for further descriptive evaluations. Using the same



scoring grid, readers were asked to assess the radiographic image quality, and more specifically the general image quality, contrast resolution, signal-to-noise-ratio and distortion/magnification, as optimal (3), satisfactory (2), borderline (1), or suboptimal (0). Additionally, based on their personal teaching experience, readers were asked to compare the teaching potential of these simulated radiographs to other methods used to teach normal radiographic anatomy, i.e. cadaveric dissection, synthetic anatomic models, radiographic illustrations, hard and soft copy radiographs with labels, PowerPoint lectures, and 3D anatomic models. This comparison was achieved using another scoring scheme: +1 (improvement of learning over the other method); 0 (similar effectiveness); -1 (less effective than the traditional method); or N/A (not applicable) (Table III).

#### *Statistical analysis*

All analyses were conducted by a biomedical statistician using commercially available statistical software (SAS v.9.3, SAS Institute Inc, Cary, N.C.). Data from anatomical landmark results from simulated and digital radiographic images, considered individually and combined for each body region, were analyzed using a Cochran-Mantel-Haenszel Test and a  $P$ -value  $\leq 0.05$  was considered statistically significant. For image quality and the teaching potential of simulated images, a descriptive analysis was performed.

## Results

### *Anatomical landmarks*

Visualisation of selected anatomical landmarks was significantly superior for individual simulated radiographic projections when compared to digital radiographic projections of the: canine abdomen for the cecum ( $P = 0.03$  for lateral view, and  $P = 0.02$  for ventrodorsal view) and spine, ribs and pelvis ( $P = 0.03$  ventrodorsal view); canine cervical spine for the spinous processes of C3-7 ( $P = 0.006$ ) and intervertebral foramina ( $P = 0.02$ ); canine pelvis for the sacrum and tail ( $P = 0.01$ ); right lateral canine thorax for the aorta ( $P = 0.03$ ) and caudal vena cava ( $P = 0.03$ ); equine skull for dental surfaces ( $P = 0.002$ ); equine tarsus for the distal tarsal joint space ( $P = 0.003$ ), third tarsal bone ( $P = 0.04$ ) and tarsometatarsal joint space ( $P = 0.02$ ); and finally for the spleen ( $P = 0.02$ ), large intestine ( $P = 0.04$ ) and abdominal fat ( $P = 0.04$ ) in ventrodorsal feline abdominal images. Visualization of selected anatomical landmarks was significantly superior for digital radiographs when compared to simulated radiographs for the spleen ( $P = 0.04$ ) in the lateral canine abdominal image; stomach ( $P = 0.03$ ) in the lateral feline abdominal view, larynx ( $P = 0.009$ ) and cervical soft tissues ( $P = 0.02$ ) in the canine cervical spine images; femoral trochlea ( $P = 0.01$ ), fabellae ( $P = 0.0049$ ), femorotibial joint space ( $P = 0.03$ ) and tibial intercondylar eminence ( $P = 0.04$ ) in canine stifle images; trachea ( $P = 0.01$  dorsoventral view), carina and main bronchi ( $P = 0.01$  dorsoventral view), pulmonary parenchyma and peripheral bronchi ( $P = 0.03$  ventrodorsal view) and sternum ( $P = 0.01$  left lateral view) in canine thoracic images; flat bones ( $P = 0.02$ ) of the skull, nasal conchae ( $P = 0.006$ ), ethmoidal conchae ( $P = 0.006$ ), rostral maxillary sinuses ( $P = 0.049$ ), soft palate ( $P = 0.01$ ), epiglottis ( $P = 0.001$ ), pharynx ( $P = 0.007$ ) and soft tissues of the head ( $P = 0.03$ ) in equine skull images.

When considering anatomical landmarks of a given body region altogether, no differences were found between digital and simulated image series for anatomical landmarks in the feline abdomen (Figure 4), and in the canine abdomen, thorax (Figure 5), cervical spine, and pelvis. Significant differences were found for canine thoracolumbar spine ( $P = 0.005$ ), canine stifle ( $P = 0.0001$ ) (Figure 6) and equine skull ( $P = 0.0001$ ) for which anatomical landmarks were best visualized in digital

radiographs. Conversely, equine tarsus ( $P = 0.0001$ ) anatomical landmarks were best visualized in simulated radiographs (Figure 7).

#### *Patient positioning*

When comparing scores for patient positioning, simulated radiographs scored significantly higher for the canine cervical spine ( $P = 0.0009$  right lateral view, and  $P = 0.009$  ventrodorsal view). No significant differences were found between the two techniques for any of the other imaging studies, including exams such as thorax and abdomen for which gravity exerts an impact in the localisation, shape and visualisation of structures. The overall median scores for patient positioning were not different between simulated and digital image series (Table III).

#### *General radiographic realism*

For the assessment of overall radiographic realism, no significant differences were found between simulated and digital radiographs for canine pelvis, equine tarsus and feline abdomen series. Digital radiographs scored significantly higher for radiographic realism for ventrodorsal canine abdomen ( $P = 0.01$ ), stifle ( $P = 0.001$  mediolateral view, and  $P = 0.02$  craniocaudal view), thorax ( $P = 0.02$  right lateral, left lateral and ventrodorsal views), cervical ( $P = 0.009$  ventrodorsal view and  $P = 0.008$  right lateral view) and thoracolumbar spine ( $P = 0.003$  ventrodorsal view and  $P = 0.007$  right lateral view), and equine skull ( $P = 0.04$  dorsoventral view,  $P = 0.008$  right lateral view,  $P = 0.001$  left dorsal – right ventral oblique view) image series. When considering all median scores for image realism, the largest discrepancy was found between simulated and digital canine stifle images, which scored between borderline and satisfactory, and optimal, respectively (Table III).

#### *Image Quality*

Results for all image quality parameters for simulated images are reported in Table 4. Overall image quality was better attained (optimal or satisfactory) in simulated image series of the canine pelvis, feline abdomen, equine tarsus, canine cervical and thoracolumbar spine, and canine thorax. Equine skull, canine abdomen and canine stifle simulated image series were considered borderline. Overall, image quality and contrast resolution of simulated image series were considered

satisfactory. Median scores for distortion-magnification and signal-to-noise ratio were optimal for these images (Table IV).

#### *Teaching potential of simulated radiographs*

Radiologists judged simulated radiographs to be a useful tool that should improve the teaching of radiographic anatomy over traditional methods such as cadaveric dissection and synthetic anatomic models. They considered these images similar for their teaching potential when compared with radiographic illustrations, hard/soft-copy radiographs with labels and Microsoft PowerPoint lectures. These images were also judged more useful than computed 3D anatomical models for teaching radiographic anatomy by two examiners, while they were judged less useful by another. The remaining two examiners believed these different tools to be incomparable. Overall, the potential of simulated radiographs for teaching radiographic anatomy was considered to be similar to traditional methods (see Tables V).

When asked about the potential impact of these simulated radiographs at different educational levels, radiologists judged these to be more likely useful for teaching pre-clinical students (5/5) and clinical (4/5) students, as opposed to interns (3/5), non-radiology residents (3/5) and general practitioners (3/5). Only two radiologists out of five believed these would also help radiology residents.

Finally, radiologists considered simulated radiographs as an additional tool that should definitively or potentially be useful for teaching radiographic anatomy

## Discussion

The radiographic representation of 3D body structures is influenced by the relative position of the x-ray tube, patient, and radiographic plate. Changes in position or orientation of any of these components can result in significant changes in magnification and distortion, making interpretation challenging for students. The ultimate goal of this project is to develop an interactive computer interface in which students will be able to move and rotate the patient body region before taking a virtual radiograph, with annotations highlighting important anatomical landmarks. We used CT, as it can facilitate 3D representation of structures at the same time as sharing important characteristics with radiography. Although this is a work in progress, our preliminary results validate the use of the software plug-in developed herein to simulate radiographs.

The evaluation of radiographic image quality is greatly influenced by radiologist experience and preferences. Using predefined anatomical landmarks may serve to indirectly and perhaps more objectively assess radiographic quality.<sup>17</sup> In this study, we selected a variety of radiographic studies in two dogs, one cat and one horse, believed to be representative of what practitioners routinely examine. Simulated and digital radiographs scored similarly for the global visualization of anatomical landmarks in 5 of 9 (55%) image series, i.e. canine thorax, abdomen, cervical spine and pelvis, and feline abdomen. The performance of the simulation for these regions may be explained by the fact that the size and contrast of the corresponding anatomical landmarks was high enough to allow clear visualization of these structures. On the other hand, for three imaging studies (33%), anatomical landmarks were identified significantly more readily in digital radiographs. This was most obvious for the equine head, for which 60% of individual markers were better scored with digital radiographs. The head is a complex anatomic region with several areas of variable size and opacity, and constitutes a challenge for simulation. For the canine stifle, 4 out of 15 (27%) individual anatomical landmarks were better visualized in digital radiographs. Most of these landmarks, which included the fabellae, femoro-tibial joint space and intercondylar eminence, were relatively small. Indeed, the spatial resolution of CT is inferior to what is achieved with digital radiographs, which makes simulation of these structures

more challenging. Obviously, it appears that the simulation process, including post-processing, must be improved for these body regions if simulate radiographs are to be used for teaching equine head or canine stifle radiographic anatomy.

Conversely, equine tarsus anatomical landmarks were best visualized in simulated images when these areas were considered globally. Individually, the distal intertarsal and tarsometatarsal joints were best visualized with simulate radiographs. The fact that the horse was weight bearing when digital radiographs were obtained may have influenced the visibility of the tarsal joints. Another explanation would be that the custom plug-in allows to precisely place the CT dataset before selecting and exporting simulate images. Indeed, with that method, each CT scanned body part is transformed into a 2D radiographic projection that deforms on the monitor as the simulated focal radiographic source is moved away, or to the side, from the central portion of that object, changing magnification and distortion, respectively. When reviewing digital radiographs of the equine tarsus, we could see that the tube/limb positioning was not fully optimal for the 2 oblique projections, with slightly excessive proximodistal beam angulation, reducing the visibility of the distal tarsal joints. When simulating radiographic images, the “virtual radiographic tube” can be precisely placed for optimal positioning.

Gravity plays an important role in the placement, shape and visualization of structures in body cavities such as the thorax and abdomen. Thus, in order to represent the spatial distribution of thoracic and abdominal organs as well as are encountered in radiographs, the animals were sequentially placed in ventral, lateral (right and/or left), and/or dorsal recumbency for CT acquisitions. When simulating the right lateral thoracic canine radiograph for instance, the CT dataset obtained with the dog placed in right lateral recumbency were used. As reconstructed CT datasets could be easily manipulated in the DICOM viewer (for rotation and appropriate virtual tube source placement), simulated images could be optimally positioned for all exams. In fact, the cervical canine spine was better positioned in simulated versus digital radiographs according to the readers' scores. The capacity of the tool to precisely position the body part cannot only be useful for the simulation of standard projections, but also for teaching the impact of patient or X-ray beam obliquity on the appearance of anatomical landmarks. For

instance, the impact of pelvis placement on the assessment of femoral head coverage on a ventrodorsal (OFA) radiograph – a concept that can be challenging to understand for some students – may be easily highlighted with this tool (Figure 8). Other joints, such as the equine carpus, could be CT scanned and simulated radiographs produced at different angle steps, mediolaterally as well as proximodistally, to help students understand the concept of distortion and its impact on the appearance of the different carpal bones and joints. After improving the technique, this could also facilitate students' learning of radiographic anatomy for the equine, canine or feline head.

When comparing scores for image realism, digital radiographs had a median score of 3 (optimal) (Table III) and were judged significantly superior to simulate images in 13 out of 22 projections (59%). This was expected as all readers are highly familiar with digital radiographs and appreciate even subtle differences between these images and simulated radiographs. While statistical differences were found, image realism remained satisfactory or optimal (i.e. median of 2 or 3) for all simulated projections except for the mediolateral view of the canine stifle and oblique view of the equine head, which had a median score of 1 (borderline). These views are part of studies that were also associated with lower scores for anatomic landmark visualization.

Modern CT units that would allow using thinner slices with a 1024X1024 image matrix would increase spatial resolution, which may eventually help increase the realistic appearance of simulated images with the technique developed in this study. Improving post-processing filtering, using Adobe Photoshop or another software, may also help create more realistic simulate radiographs. Nevertheless, it must be remembered that the purpose of these simulated radiographs is to teach radiographic anatomy. Hence, it may not be necessary to create images that look exactly like digital radiographs, as long as the visualization of important anatomical landmarks remains satisfactory.

When determining whether the overall quality of simulated radiographs was sufficiently close to what would be expected for true radiographs, the five radiologists had a median score of 2 (satisfactory) for image realism (Table III). Image quality of simulated radiographs had a median reading score of 1

(borderline) for the equine head, the canine abdomen and the canine stifle (Table IV). The equine head and canine stifle were already associated with lower scores by all 10 radiologists for anatomical landmark visualization and image realism, which is probably linked to an impression of reduced overall image quality. Software-related artifacts were present in some of the simulated radiographs, which may have influenced the radiologists' appreciation of image quality. These artifacts had a Moiré pattern, appearing as equidistant bands of variable intensity and thickness (Figures 2 and 7) when oblique projections were simulated on anisotropic datasets (i.e. when slice thickness and in-plane resolution were quite different). Those artifacts are generated for blending object-associated texture, from different slices contained on 3D reconstruction and when it is examined from an angles.<sup>13</sup>

Image contrast resolution refers to the ability to detect very subtle changes in gray scale or density variations present in a radiographic image, and distinguish them from noise.<sup>11</sup> For simulated radiographs, overall contrast resolution was qualified as satisfactory while signal-to-noise was judged optimal (Table IV). Because CT offers superior contrast resolution over radiography, we expected that simulated radiographs would retain enough contrast resolution, at least when assessed subjectively. We also expected that image noise, which is a random phenomenon in CT image acquisition, would be low as each simulated radiograph was formed using the entire CT dataset obtained for that body region, even though a high-pass reconstruction algorithm was used. In fact, we anticipated that spatial resolution would be a more important limiting factor for radiographic simulation than contrast resolution. Yet, for a few readers, some of the simulated radiographic series were judged borderline (1) for contrast (i.e. canine thoracolumbar spine, abdomen and thorax) or signal (i.e. equine head and canine thoracolumbar spine). Using mA higher than 250 to further reduce noise may also be useful for simulation.<sup>18</sup>

Another factor that may have influenced appreciation of these image quality characteristics was file compression. Digital and simulated images were all converted to 8-bit JPEG files before being available to radiologists for review, as this format would more likely be suited for use in a web-based teaching tool.



Overall image quality or more specifically visualization of some of the anatomical landmarks might have been affected by the compression, although we do not expect the impact to be different for digital or simulated images.

Distortion and magnification are inherent features of radiographs that are challenging to reproduce realistically. While several DICOM viewers allow, via special filters, to produce a radiographic simulation based on the CT volume dataset, often called “ray sum” view, these filters only consider the tissue attenuation characteristics to display the body part after adding these values. The rendered image may look like a radiograph and allow visualization of important anatomical landmarks, but the geometry remains the one of the scanned volume, which is neither distorted nor magnified. In a true radiograph, the x-ray beam diverges from a focal source to penetrate tissues before reaching the detecting plate, which is flat. The central part of this plate is closer to the x-ray source than the peripheral portions that are gradually more distant, which inevitably results in a distortion of the imaged structures. Moreover, the imaged structures are located at variable distances from that plate, and are thus variably magnified. The radiograph is therefore a modified representation of structures and this must be carefully considered when attempting simulation. To the best of our knowledge, such geometrical changes in CT datasets to reproduce these characteristics have never been reported. The DICOM viewer plug-in developed for this study simulates x-ray beam divergence by distorting the CT matrix. Once a standard x-ray filter is applied to help position, the volume is moved away (from a virtual x-ray source) so that the outer portion of this volume is approximately 100cm (40in) away, which represents the standard distance between the x-ray detector plate and the x-ray source. Once the volume position is optimal, the simulated radiographs can be exported after a custom algorithm is applied. Then, the volume can be rotated in any angle to produce different simulated radiographic projections. Moreover, the volume can be displaced in any direction from the center of the virtual x-ray source, changing magnification and distortion effects, creating images that can be useful for teaching these concepts.

This method of radiographic simulation was developed with the main objective to help teach radiographic anatomy, not to replace traditional sources, but more as a

complementary tool. Testing the educational potential of these images by comparing them to traditional teaching methods was thus an important part of this project. It must be pointed out however that our results are limited by the fact that these images were not compared with other teaching modalities in a true educational context, but solely relied on radiologist's teaching experience. Nonetheless, radiologists involved in this study considered this new tool superior to cadaveric dissection and synthetic anatomical models for understanding radiographic anatomy. While understanding 3D anatomy represents an essential preliminary step, radiographic illustrations, hard and soft copy radiographs with labels and Power Point lectures, may be more specific to the task of understanding 2D radiographs. Radiologists believed simulated radiographs capable of providing similar learning results when compared with these other 2D teaching tools.

On the other hand, radiologists considered simulated radiographs inferior to computer anatomic 3D models. This was somewhat expected as 3D models have been considered superior for teaching complex anatomic relationships<sup>19,20</sup> by allowing visualization of anatomic structures from multiples angles and direction, model manipulations such as rotation and zooming, and determination of spatial distribution between various organs. However, it remains unclear whether these models truly exert a significant impact in learning radiographic anatomy as the use of 3D objects requires mental reconstruction and validation by learners,<sup>21</sup> both of which are influenced by the learner's spatial abilities.<sup>22</sup> Moreover, knowledge transfer from 3D to real-life situation - or the understanding of radiographic anatomy - as well as the long-term retention of this knowledge vary according to the pedagogical context in which these 3D anatomical models are used.<sup>23</sup>

CT represents a great educational tool for anatomy, particularly when integrated into interactive models combining other imaging modalities or sources of images.<sup>24,25</sup> In veterinary medicine, CT 3D rendering was used to develop computer models for teaching ultrasound anatomy, as well as the relationship between the position of the transducer and the image generated, for small animal abdominal<sup>26</sup> and equine pelvic<sup>27</sup> ultrasonography. Yamada et al<sup>25</sup> proposed a computed model combining CT multiplanar and 3D-rendered images to help teach radiographic anatomy using CT image scouts, which are produced with ray summation filtering.

CT arthrographic images of equine limbs superimposed over radiographs were also used as a model for teaching the radiographic anatomy of synovial structures.<sup>24</sup>

According to the radiologists involved in this study, the method of radiographic simulation developed appears most useful for teaching radiographic anatomy to pre-clinical and clinical veterinary students, and potentially for interns, general practitioners and non-radiology residents. Only two radiologists believed it would be useful for radiology residents, which is probably explained by the fact that these residents require higher level of training in radiographic anatomy and that smaller details may not be adequately simulated with this technique.

While the importance of teaching radiographic anatomy to veterinary students is generally recognized,<sup>28</sup> there is little information in the literature regarding the efficiency of the different methods used for this task. One study highlighted the need to improve this learning to help minimize the over-interpretation of normal radiographs by final-year students, and help reduce the confusion between normal anatomical variants and abnormalities, particularly for musculoskeletal exams.<sup>1</sup> Several factors may affect veterinary students' performance in radiographic interpretation, such as insufficient time dedicated to radiographic anatomy and clinical radiology, and the fact that several underestimate the importance of radiology in veterinary medicine.<sup>29</sup> Based on these studies, it appears that new teaching methods or tools should be explored to increase the comprehension and knowledge retention of radiographic anatomy among students, favoring an improvement of clinical competence for radiographic interpretation.

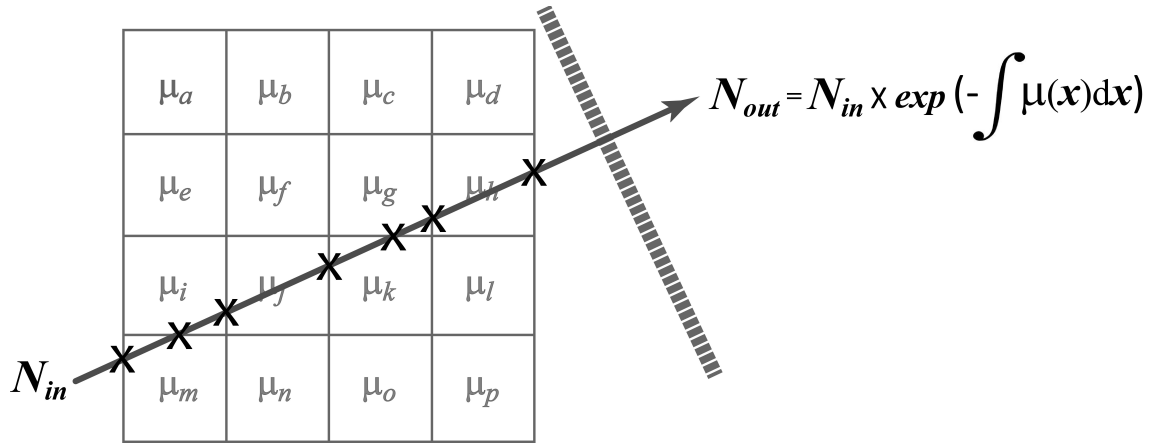
In conclusion, we produced a plug-in for a commercially available DICOM viewer (ORS Visual) that simulates radiographs based on high-resolution CT volume cuboidal datasets, from any angle or magnification factor. Our next objective is to program this software to generate and export simulated radiographs of a CT dataset from multiple angles, at the same time as generating corresponding 3D-rendered images. This database will then be used by a web-based computer interface that will allow students to move and rotate the 3D-rendered patient before obtaining a virtual radiograph. By adding interactive annotations, this tool

should highlight the effects of positioning and obliquity on the appearance of anatomical landmarks.

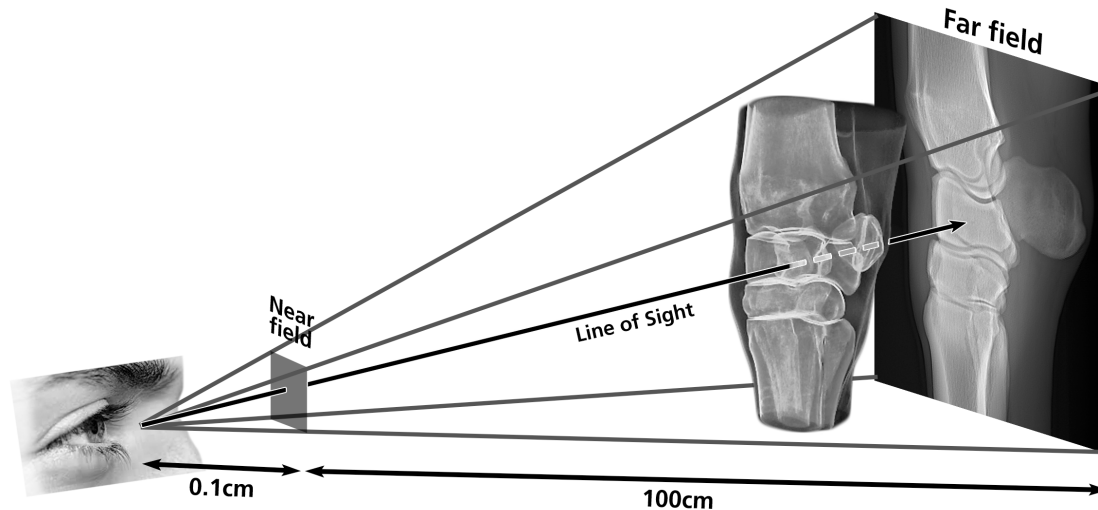
### **Acknowledgments**

The authors would like to thank the five other radiologists involved in the first part of this study (Jimmy Saunders, Amy Sato, Julie Gadbois, James Sutherland-Smith, and Ryan King), as well as Benoit Godbout, Jacques deGuise and Nicolas Piché, for their engineering and programming expertise and ideas, and Guy Beauchamp for statistical analyses.

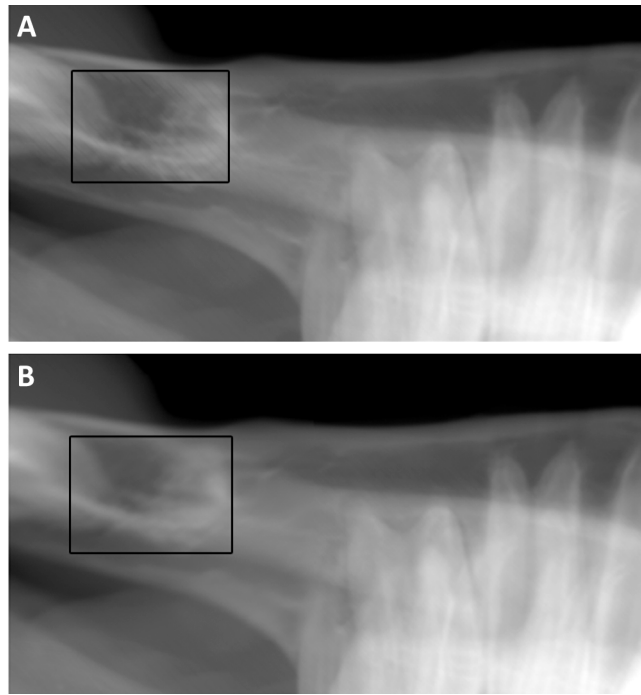
## Figure Legends



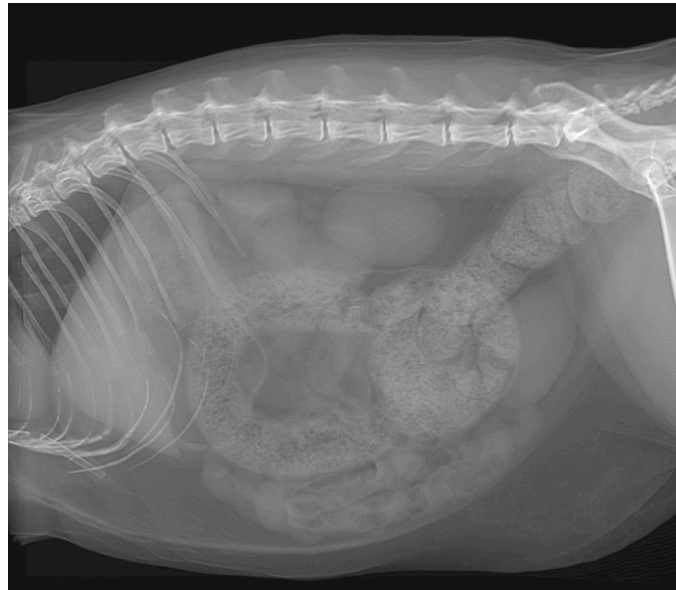
**Figure 1.** Principle of radiographic simulation.  $N_{in}$  and  $N_{out}$  correspond to the intensity values at the point of entry and exit, respectively, from a predefined distance in the integration domain,  $dx$ . This reduction in intensity considers the cumulative effect of all attenuation coefficients ( $\mu$ ) involved along the path of the simulated x-ray, as this ray penetrates and exits each element of the matrix.



**Figure 2.** Schematization of the viewing frustum for radiographic image simulation. In geometry, a frustum is the portion of a solid (normally a cone or pyramid) that lies between two parallel planes cutting it. The term is commonly used in computer graphics to describe the three-dimensional region that is visible on the screen. In the current context of simulation, the dimensions of the view frustum is adapted so that the far plane of the frustum has the same dimensions as the detector panel and the camera position is located at a user-defined distance from a point of interest. The rectangular boundaries of the view frustum in those planes, near and far, have dimensions that are a function of the distance and the vertical field of view, and ratio between the horizontal and vertical fields of view. To simulate radiographic projections, a distance of approximately 100cm between the near and far planes of the view frustum was used.



**Figure 3.** Moiré artifacts generated when simulating radiographs using anisotropic CT datasets. In A, oblique, equidistant lines are present and most evident in the rostral aspect of this simulated radiograph of the equine incisive bone. In B, these artifacts were mostly removed using a tricubic filtering and resampling technique.

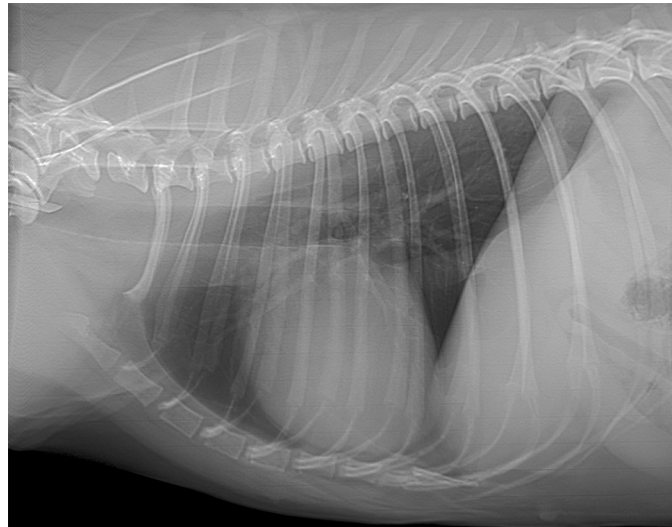


SR

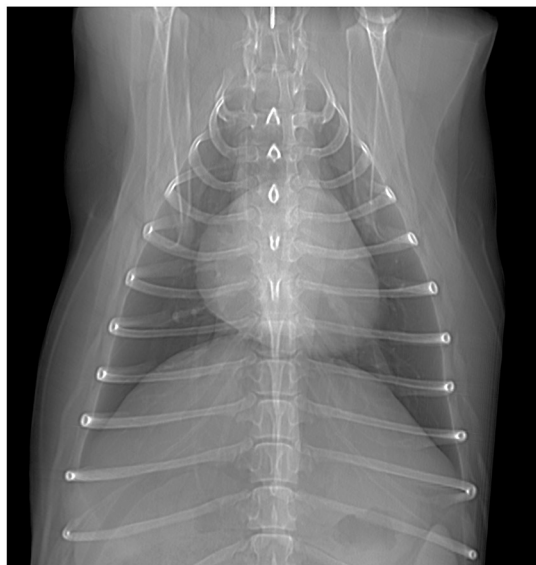


**Figure 4.** Simulated radiographs (SR) of a feline abdomen. Note the quality of image contrast and detail, as well as the distortion that was simulated. These SR images were scored similarly to corresponding DR images.





SR

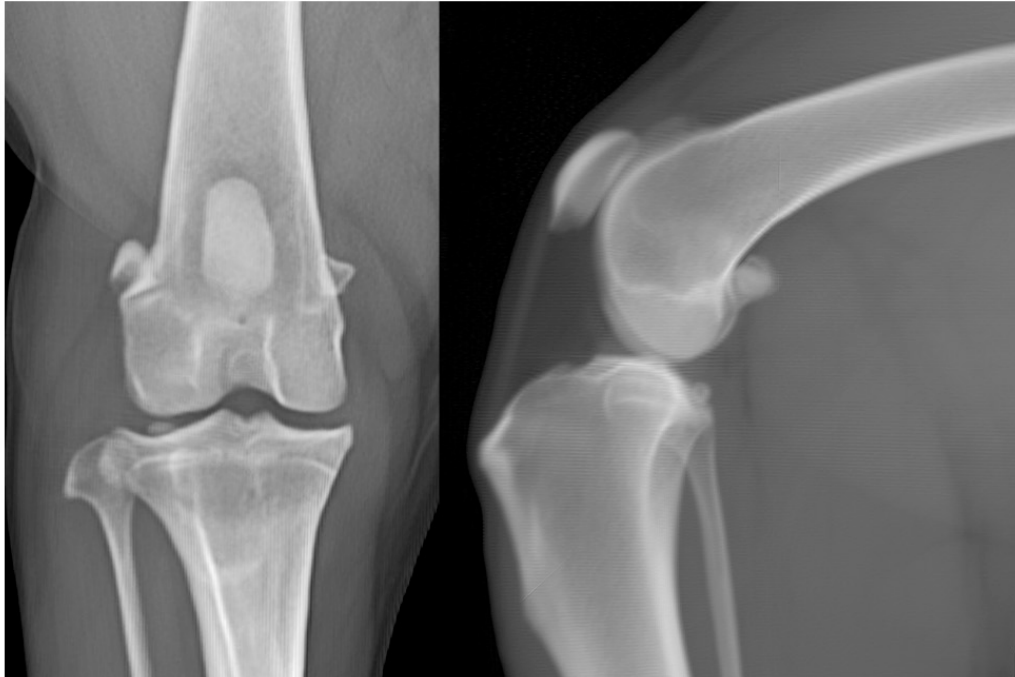


**Figure 5.** Simulated thoracic radiographs (SR) of a medium sized dog. Note the quality of image contrast and detail, as well as the distortion that was adequately simulated. These SR images scored similarly to corresponding DR images for the visualization of anatomical landmarks.

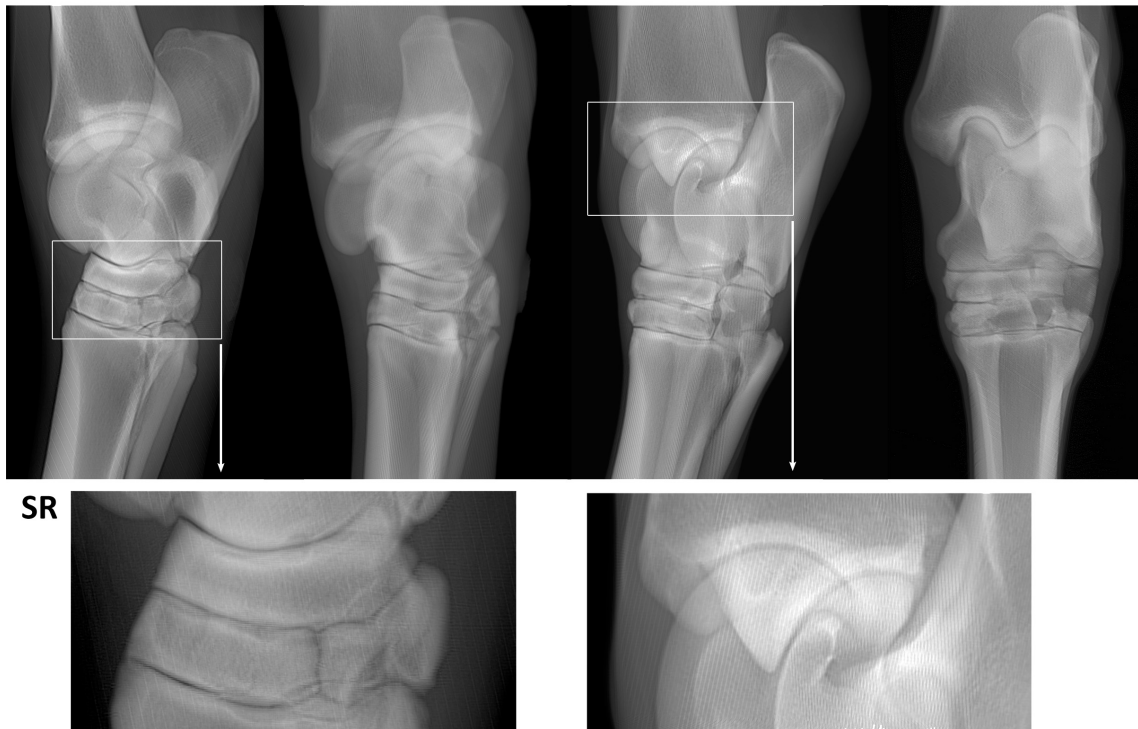
**DR**



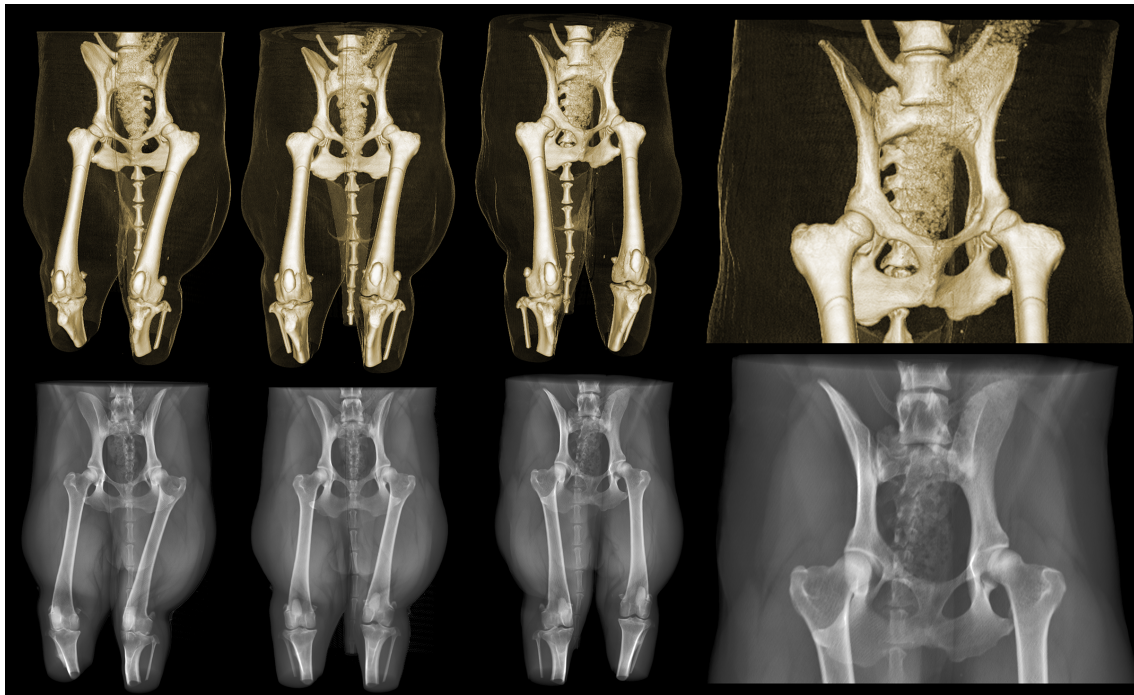
**SR**



**Figure 6.** Digital (DR) and simulated (SR) radiographs of a canine stifle. The craniocaudal and mediolateral SR images were produced with separate CT datasets that covered the region between the sacrum and proximal tibias, with the dog placed in dorsal recumbency (pelvic limb extended) and lateral recumbency (neutral position), respectively. Note the reduced sharpness of SR images when compared to DR images. SR images for this region were associated with lower scores than corresponding DR images.



**Figure 7.** Simulated radiographs (SR) of an equine tarsus. This series of SR images was associated with superior scores when compared with DR images, which could be explained by the fact that the limb could be precisely positioned in the DICOM viewer before radiographic simulation, enabling precise visualization of some of the anatomical landmarks. Note the presence of remaining linear artifacts in the bottom cropped images, despite filtering and resampling.



**Figure 8.** Corresponding 3D-rendered CT images and simulated radiographs of the canine pelvis with variable angles of projection. This figure illustrates the impact of patient positioning for a ventrodorsal pelvis radiograph on the shape and position of the coxofemoral joints, and the degree of femoral heads coverage by the acetabuli.

## Tables

**Table I.** Anatomical landmarks considered for each body region.

<b>Anatomical region</b>	<b>Radiographic views (DR and SR)</b>	<b>Anatomical landmarks</b>
<b>Feline Abdomen</b>	Right lateral Ventrodorsal	Liver; Stomach; Spleen; Kidneys; Small intestine; Large intestine; Urinary bladder; Abdominal fat; Abdominal wall; Spine, ribs and pelvis.
<b>Cervical spine Canine (Medium size)</b>	Right lateral Ventrodorsal	Wing and lamina of atlas; Dens of axis; Spinous process of axis; Spinous processes of C3-7; Transverse processes; Vertebral bodies; Vertebral canal; Intervertebral foramina; Intervertebral disc spaces and endplates; Articular facet joints; Larynx; Trachea; Cervical soft tissues; Scapulae and Shoulder joints.
<b>Thoracolumbar spine Canine (Medium size)</b>	Right lateral Ventrodorsal	Spinous processes; Transverse processes; Vertebral bodies; Vertebral canal; Intervertebral foramina; Intervertebral disc spaces and endplates; Articular facet joints; Ribs; Sacrum and pelvis; Paravertebral soft tissues.
<b>Thorax Canine (Medium size)</b>	Right lateral Left lateral Ventrodorsal Dorsoventral	Cranial mediastinum; Trachea; Carina and main bronchi; Cardiac silhouette; Aorta; Caudal vena cava; Pulmonary parenchyma and peripheral bronchi; Pulmonary vessels; Thoracic spine and ribs; Sternum; Diaphragm; Circumferential soft tissues.

<b>Abdomen Canine (medium size)</b>	Right lateral	Liver; Stomach; Spleen; Kidneys; Small intestine; Large intestine; Cecum; Urinary bladder; Abdominal fat; Abdominal wall; Spine, ribs and pelvis.
	Left lateral	
	Ventrodorsal	
	Dorsoventral	
<b>Hips Canine (large size)</b>	Ventrodorsal	Sacroiliac joints; Iliac crest; Wings and bodies; Pubis; Ischiatic tables and obturator foramina; Ischiatic tuberosities; Acetabular cavities and rims; Coxofemoral joint space; Femoral heads and necks; Greater trochanter; Trochanteric fossa; Lesser trochanter; Thigh musculature; Subcutaneous and intermuscular fat; Femurs; Stifles (including patella and fabellae); Sacrum and tail.
<b>Stifle Canine (large size)</b>	<b>Craniocaudal</b> Mediolateral	Femoral trochlea; Fabellae, Lateral femoral condyle; Medial femoral condyle; Intercondylar fossa of femur; Extensor fossa of femur; Patella; Patellar ligament; Infrapatellar fat pad; Femoro-tibial joint space; Intercondylar eminence of tibia; Tibial plateau; Tibial tuberosity; Head of the fibula.
<b>Equine Skull</b>	Lateral  Dorsoventral  LDRVO	Flat bones of the skull; Frontal and conchofrontal sinuses; Nasal conchae; Ethmoidal conchae; Rostral maxillary sinuses; Caudal maxillary sinuses; Tooth roots; Dental surfaces; Mandibular ramii; Vomer bone; Hard palate; Soft palate; Epiglottis; Pharynx; Soft tissues of the head.

<b>Equine Tarsus</b>	Dorsoplantar	Medial tibial malleolus; Lateral tibial malleolus; Intermediate ridge of the tibial cochlea; Talocrural joint space; Talus bone;
	Lateral	
	DLPMO	Medial trochlear ridge of the talus; Calcaneus bone; Proximal intertarsal joint space; Central tarsal bone; Distal intertarsal joint space; First + second tarsal bones; Third tarsal bone; Fourth tarsal bone; Tarsometatarsal joint space; Proximal third of MTIII; Head and proximal third of MTII; Head and proximal third of MTIV.
	DMPLO	

LDRVO: Left dorsal – right ventral oblique; DLPMO: Dorsolateral-plantaromedial oblique; DMPLO: Dorsomedial-plantarolateral oblique; DR: digital radiograph; SR: simulated radiograph; MTII, MTIII and MTIV: second, third and forth metatarsal bone, respectively.

**Table II.** Gradient scores for the teaching potential of simulated radiographs when compared to traditional methods.

<b>Grade Score</b>	
<b>Improve (+1)</b>	The use of these simulated images should improve the teaching of radiographic anatomy when compared to the other teaching method.
<b>Similar (0)</b>	The use of these simulated images for teaching radiographic anatomy should result in similar student learning when compared to the other teaching method.
<b>Less effective (-1)</b>	The use of these simulated images for teaching radiographic anatomy is probably less effective than the other teaching method.
<b>Not Applicable (N/A)</b>	The use of these simulated images cannot be compared to this other teaching method or I have never used this traditional teaching method and therefore cannot make acceptable comparison.



**Table III.** Median scores for digital and simulated radiographic series for image realism and patient positioning when considering all views for each body region.

	Image realism		Patient positioning	
	DR	SR	DR	SR
<b>Equine Tarsus</b>	3	2.5	2.5	3
<b>Canine Stifle</b>	3	1.5	3	3
<b>Canine Cervical Spine</b>	3	2	3	3
<b>Canine Abdomen</b>	3	2	3	3
<b>Canine Thoracolumbar Spine</b>	3	2	3	3
<b>Canine Thorax</b>	3	2	3	3
<b>Canine Pelvis</b>	3	3	2.5	2
<b>Feline Abdomen</b>	3	2.75	3	3
<b>Equine Skull</b>	3	2	3	3
<b>Overall median score</b>	3	2	3	3

**0:** Suboptimal; **1:** Borderline; **2:** Satisfactory; **3:** Optimal; **SR:** simulated radiographs; **DR:** digital radiographs.

**Table IV.** Median (range) scores for image quality for simulated radiographic series.

	<b>Overall Quality</b>	<b>Contrast Resolution</b>	<b>Distortion and Magnification</b>	<b>SNR</b>
<b>Feline Abdomen</b>	2 (1-2)	3 (2-3)	3 (2-3)	3 (2-3)
<b>Equine Skull</b>	1 (1-2)	2 (2-3)	3 (2-3)	2 (1-3)
<b>Equine Tarsus</b>	2 (2-3)	2 (2-3)	3 (2-3)	3 (2-3)
<b>Canine Cervical Spine</b>	2 (2-3)	3 (2-3)	3 (2-3)	3 (2-3)
<b>Canine Thoracolumbar Spine</b>	2 (1-3)	2 (1-3)	2 (2-3)	2 (1-3)
<b>Canine Pelvis</b>	3 (1-3)	3 (3-3)	3 (3-3)	3 (3-3)
<b>Canine Thorax</b>	2 (1-3)	2 (1-3)	3 (2-3)	2 (2-3)
<b>Canine Abdomen</b>	1 (1-2)	1 (1-2)	2 (2-3)	2 (2-3)
<b>Canine Stifle</b>	1 (1-2)	2 (2-3)	2 (2-3)	3 (2-3)
<b>Overall simulated studies</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>3</b>

**0:** Suboptimal; **1:** Borderline; **2:** Satisfactory; **3:** Optimal; SNR: signal-to-noise ratio.

**Table V.** Median scores for the teaching potential of simulated radiographs when compared with traditional teaching methods.

<b>Teaching modality</b>	<b>Median (interval) scores</b>
<b>Cadaveric dissection</b>	4 (1-4)
<b>Synthetic anatomical models</b>	4 (3-4)
<b>Radiographic illustrations</b>	3 (2-4)
<b>Hard-Copy radiographs with labels</b>	3 (2-4)
<b>Soft-Copy radiographs with labels</b>	3 (2-3)
<b>PowerPoint lectures</b>	3 (2-3)
<b>Computer anatomic 3D models</b>	2 (1-4)
<b>Overall median</b>	<b>3 (2-4)</b>

Refer to Table 2 for a description of the scores used for this assessment.

## REFERENCES

1. Lamb C, Pfeiffer D, Mantis P. Errors in radiographic interpretation made by veterinary students. *J Vet Med Educ*. 2007;**34**:157-159.
2. Lufner RS, Zumwalt AC, Romney CA, Hoagland TM. Incorporating radiology into medical gross anatomy: Does the use of cadaver CT scans improve students' academic performance in anatomy? *Anat Sci Educ*. 2010;**3**:56-63.
3. Jack A, Burbridge B. The utilisation of radiology for the teaching of anatomy in canadian medical schools. *Can Assoc Radiol J*. 2012;**63**:160-164.
4. Thrall D. Introduction to radiographic interpretation. In: Thrall D (ed): *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders, 2013;74-86.
5. Erkonen WE, Albanese MA, Smith WL, Pantazis NJ. Effectiveness of teaching radiologic image interpretation in gross anatomy: a long-term follow-up. *Invest Radiol*. 1992;**27**:264.
6. Alexander K, Dallaire S, Bélisle M, Fernandez N, Doucet M. Students' and recent graduates' perceptions of resources for learning veterinary radiology. *ACVR Scientific Meeting*. Las Vegas, Nevada. 2012;688.
7. Hecht S, Adams WH, Cunningham MA, Lane IF, Howell NE. Student performance and course evaluations before and after use of the classroom performance system™ in a third-year veterinary radiology course. *Vet Radiol Ultrasound*. 2012;**54**:114-121.
8. Marker DR, Bansal AK, Juluru K, Magid D. Developing a radiology-based teaching approach for gross anatomy in the digital era. *Acad Radiol*. 2010;**17**:1057-1065.
9. Thurley P, Dennick R. Problem-based learning and radiology. *Clin Radiol*. 2008;**63**:623-628.
10. Gunderman RB, Wilson PK. Exploring the human interior: The roles of cadaver dissection and radiologic imaging in teaching anatomy. *Acad Med*. 2005;**80**:745.
11. Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. Image quality. *The essential physics of medical imaging*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins. 2012;60-100.

12. Thrall D, Widmer W. Radiation protection and physics of diagnostic radiology. In: Donald Thrall (ed): *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. St. Louis, Missouri.: Elsevier Saunders. 2013;2-37.
13. Klaus E, Martin K, Thomas E. High-Quality pre-integrated volume rendering using hardware-accelerated pixel shading. *SIGGRAPH/Eurographics Workshop on Graphics Hardware*. Los Angeles, CA, USA. 2001;9-16.
14. Haeberli P, Akeley K. The accumulation buffer: Hardware support for high-quality rendering. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*: ACM. 1990;309-318.
15. Ruijters D, Thévenaz P. GPU prefilter for accurate cubic B-spline interpolation. *Comput J*. 2012;**55**:15-20.
16. Sigg C, Hadwiger M. Fast third-order texture filtering. In: GPU Gems 2: Programming Techniques for High-Performance In: Matt P (ed): *Graphics and General-Purpose Computation*: Addison-Wesley. 2005;313-329.
17. Li Y, Poulos A, McLean D, Rickard M. A review of methods of clinical image quality evaluation in mammography. *Eur J Radiol*. 2010;**74**:e122-e131.
18. Schwarz T, O'Brien R. CT Acquisition principles. In: Schwarz T, Saunders J (eds): *Veterinary Computed Tomography*. Oxford, UK: John Wiley & Sons Ltd. 2011;9-27.
19. Nicholson DT, Chalk C, Funnell WRJ, Daniel SJ. Can virtual reality improve anatomy education? A randomised controlled study of a computer-generated three-dimensional anatomical ear model. *Med Educ*. 2006;**40**:1081-1087.
20. Valliyate M, Robinson N, Goodman J. Current concepts in simulation and other alternatives for veterinary education: a review. *Vet Med (Praha)*. 2012;**57**:325-337.
21. Marks S.C. Jr. The role of three-dimensional information in health care and medical education: the implications for anatomy and dissection. *Clin. Anat*. 2000;**13**:448-452.
22. Rochford K. Spatial learning disabilities and underachievement among university anatomy students. *Med. Educ*. 1985;**19**:13-26.
23. Miller R. Approaches to learning spatial relationships in gross anatomy: perspective from wider principles of learning. *Clin. Anat*. 2000;**13**:439-443.

24. Smith AJ, Felstead CW, Lawson JS, Weller R. An innovative technique for displaying three dimensional radiographic anatomy of synovial structures in the equine distal limb. *Vet Radiol Ultrasound*. 2009;**50**:589-594.
25. Yamada K, Taniura T, Tanabe S, Yamaguchi M, Azemoto S, Wisner ER. The use of multi-detector row computed tomography (MDCT) as an alternative to specimen preparation for anatomical instruction. *J Vet Med Educ*. 2007;**34**:143-150.
26. d'Anjou MA, Piche N, deGuise J. Integrating multimedia softwares and 3D CT volume rendering in small animal abdominal ultrasound teaching. *Annual Scientific Meeting American College of Veterinary Radiology*. Albuquerque, New Mexico. 2011;36.
27. Whitcomb MB, Doval J, Peters J. The use of computed tomographic three-dimensional reconstructions to develop instructional models for equine pelvic ultrasonography. *Vet Radiol Ultrasound*. 2011;**12**:542-547.
28. Smallwood J, Spaulding K. Radiographic anatomy of the axial skeleton. In: Thrall D (ed): *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. St. Louis, Missouri.: Elsevier Saunders. 2013;88-100.
29. Olanrewaju D. Performance of medical students in end of course radiology assessment-significance for medicine. *West Afr J Med*. 1994;**13**:20.

## **Chapitre 5 : Discussion générale**

Ce mémoire a rendu plusieurs points intéressants de discussion qui ont été analysés et discutés en profondeur dans la rédaction de l'article. Les principaux points analysés ont inclus: les points critiques impliqués dans le développement des images radiographiques simulées, le potentiel du CT comme source pour la génération d'images radiographiques simulées; les critères utilisés pour l'évaluation et ultérieure validation des images; le réalisme des images générées en rapport aux images numériques réelles de la même région; le potentiel pédagogique des images radiographiques simulées; et finalement leur prometteur potentiel pour la génération d'un outil éducationnel plus complexe. Cette discussion porte aussi les limites associées au développement de ce travail ainsi que des suggestions à tenir en compte si un modèle éducationnel est envisagé dans l'avenir.

J'ai fait le choix d'approfondir et développer ces idées seulement dans l'article pour ne pas faire redoubler la lecture au lecteur, ce que à mon avis, permet un suivi plus plaisant et engageant de ce travail. Je voudrais adresser au lecteur au Chapitre 4 de ce mémoire (Article), section «Discussion», pour pouvoir approfondir sur les analyses précédemment commentées.

## Chapitre 6 : Conclusion

Les résultats de cette étude valident la capacité de la méthode développée à simuler de façon suffisamment réaliste des radiographies acquises de différentes régions corporelles de chiens, d'un chat et d'un cheval. Après certains ajustements pour en améliorer le rendu, ces images pourront être intégrées dans un outil interactif dont l'objectif sera de favoriser la compréhension des mécanismes de formation des images radiographiques et celle de l'apparence des structures anatomiques d'intérêt clinique. Les radiographies numériques destinées à l'enseignement sont limitées par le temps nécessaire à les produire, aux coûts engendrés et aux manipulations d'animaux vivants encourus. À l'opposé, la simulation développée dans le cadre de ce projet permettra de produire rapidement un grand nombre d'image sous différents angles et en fonction de facteur variables de magnification ou de distorsion, et ce à partir d'une seule acquisition tomodensitométrique. Ce modèle pourra éventuellement être appliqué à simuler l'aspect radiographique de différents processus pathologiques, favorisant peut-être la gestion des patients rencontrés dans le cadre de la pratique clinique, ou encore en recherche.



## Bibliographie

---

- Adamczyk C, Holzer M, Putz R, Fischer MR. Student learning preferences and the impact of a multimedia learning tool in the dissection course at the University of Munich. *Ann Anat.* 2009;**191**:339-348.
- Alexander K, Dallaire S, Bélisle M, Fernandez N, Doucet M. Students' and recent graduates' perceptions of resources for learning veterinary radiology. *ACVR Scientific Meeting*. Las Vegas, Nevada. 2012;688.
- Båth M. Evaluating imaging systems: practical applications. *Radiat Prot Dosim.* 2010;**139**:26.
- Bath M, Mansson L. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. *Br J Radiol.* 2007;**80**:169.
- Benoist P. Étude sur le transfert des connaissances en anatomie acquises à l'aide d'un système d'apprentissage multimédia. Université de Montréal, 2006.
- Biasutto SN, Causa LI, Criado del Rio LE. Teaching anatomy: cadavers vs. computers? *Ann Anat.* 2006;**188**:187-190.
- Böttcher P, Maierl J, Schiemann T, Glaser C, Weller R, Hoehne KH, et al. The visible animal project: A three-dimensional, digital database for high quality three-dimensional reconstructions *Vet Radiol Ultrasound.* 1999;**40**:611-616.
- Brenton H, Hernandez J, Bello F, Strutton P, Purkayastha S, Firth T, et al. Using multimedia and Web3D to enhance anatomy teaching. *Comput Educ.* 2007;**49**:32-53.
- Brooks JD, Chao WM, Kerr J. Male pelvic anatomy reconstructed from the visible human data set. *J Urol.* 1998;**159**:868-872.

Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. Image quality. *The essential physic of medical imaging*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins. 2012;60-100.

Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. X-ray Productions, X-ray tubes, and X-ray generators. *The essential Physic of Medical Imaging* Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins. 2012;171-206.

Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. Radiography. *The Essential Physic of Medical Imaging*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins. 2012;207-237.

Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. Interaction of radiation with Matter. *The Essential Physic of Medical Imaging*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2012;33-59.

Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. Computed Tomography. *The Essential Physic of Medical Imaging*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2012;312-374.

Carmel EN, Harvey D, Desrochers A, Flore FdlC. Utilisation d'un simulateur 3D pour l'enseignement de l'anatomie vétérinaire : *Innovations et tendances en technologies de formation et d'apprentissage*, 2005.

Chuang KS, Liu BJ, Huang HK, Yonekawa H, Sankaran A. Noise content analysis in clinical digital images. *Radiographics*. 1994;**14**:397-403.

Codd AM, Choudhury B. Virtual reality anatomy: Is it comparable with traditional methods in the teaching of human forearm musculoskeletal anatomy? *Anat Sci Educ*. 2011;**4**:119-125.

Cody DD. AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: Topics in CT image processing in CT1. *Radiographics*. 2002;**22**:1255-1268.

Corton MM, McIntire DD, Wai CY, Ling FW, Wendel GD. A comparison of an interactive computer-based method with a conventional reading approach for learning pelvic anatomy. *Am J Obstet Gynecol*.

2006;**195**:1438-1443.

Cottam WW. Adequacy of medical school gross anatomy education as perceived by certain postgraduate residency programs and anatomy course directors. *Clin Anat.* 1999;**12**:55-65.

Cowen AR, Davies AG, Kengyelics SM. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. *Clin Radiol.* 2007;**62**:1132-1141.

Curry T, Downey J, Murry RJ. The radiographic Image. *Christiansen's Physics of Diagnostic Radiology*. Pennsylvania, USA: Lea and Febiger, 1990;196-218.

Curry T, Downey J, Murry RJ. Geometry of the radiographic image. *Christiansen's Physics of Diagnostic Radiology*. Pennsylvania, USA: Lea and Febiger, 1990;219-241.

Curry T, Downey J, Murry RJ. Computed Tomography. *Christiansen's Physics of Diagnostic Radiology*. Pennsylvania, USA: Lea and Febiger, 1990;289-322.

d'Anjou, Piche, Guise d. Integrating multimedia softwares and 3D CT volume rendering in small animal abdominal ultrasound teaching. *Annual Scientific Meeting American College of Veterinary Radiology*. Albuquerque, New Mexico, 2011;36.

De Crop A, Bacher K, Van Hoof T, Smeets PV, Smet BS, Vergauwen M, et al. Correlation of contrast-detail analysis and clinical image quality assessment in chest radiography with a human cadaver study. *Radiology*. 2012;**262**:298-304.

de Notaris M, Prats-Galino A, Cavallo LM, Esposito F, Iaconetta G, Gonzalez JB, et al. Preliminary experience with a new three-dimensional computer-based model for the study and the analysis of skull base approaches. *Child's Nervous System*. 2010;**26**:621-626.

- Erkonen WE, Albanese MA, Smith WL, Pantazis NJ. Effectiveness of teaching radiologic image interpretation in gross anatomy: a long-term follow-up. *Invest Radiol*. 1992;**27**:264.
- Estevez ME, Lindgren KA, Bergethon PR. A novel three-dimensional tool for teaching human neuroanatomy. *Anat Sci Educ*. 2010.
- Europea C. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images*: Office for Official Publications of the European Communities, 1996.
- Fernandez R, Dror IE, Smith C. Spatial abilities of expert clinical anatomists: Comparison of abilities between novices, intermediates, and experts in anatomy. *Anat Sci Educ*. 2011;**4**:1-8.
- Ganske I, Su T, Loukas M, Shaffer K. Teaching methods in anatomy courses in north american medical schools: The role of radiology. *Acad Radiol*. 2006;**13**:1038-1046.
- Garg AX, Norman G, Sperotable L. How medical students learn spatial anatomy. *The Lancet*. 2001;**357**:363-364.
- Gunderman RB, Siddiqui AR, Heitkamp DE, Kipfer HD. The vital role of radiology in the medical school curriculum. *Am J Roentgenol*. 2003;**180**:1239-1242.
- Gunderman RB, Wilson PK. Exploring the human interior: The roles of cadaver dissection and radiologic imaging in teaching anatomy. *Acad Med*. 2005;**80**:745.
- Haeberli P, Akeley K. The accumulation buffer: Hardware support for high-quality rendering. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*: ACM, 1990;309-318.
- Hecht S, Adams WH, Cunningham MA, Lane IF, Howell NE. Student performance and course evaluations before and after use of the classroom performance system™ in a third-year veterinary radiology

course *Vet Radiol Ultrasound*. 2012;**54**:114-121.

Howlett D, Vincent T, Watson G, Owens E, Webb R, Gainsborough N, et al. Blending online techniques with traditional face to face teaching methods to deliver final year undergraduate radiology learning content. *Eur J Radiol*. 2009;**78**:334-341.

Huda W, Ravenel JG, Scalzetti EM. How do radiographic techniques affect image quality and patient doses in CT? : *Semin Ultrasound*: Elsevier, 2002;411-422.

Huk T. Who benefits from learning with 3D models? The case of spatial ability. *J Comput Assist Lear*. 2006;**22**:392-404.

Jack A, Burbridge B. The utilisation of radiology for the teaching of anatomy in canadian medicas Schools. *Can Assoc Radiol J*. 2012;**63**:160-164.

Jacobson S, Epstein SK, Albright S, Ochieng J, Griffiths J, Coppersmith V, et al. Creation of virtual patients from CT images of cadavers to enhance integration of clinical and basic science student learning in anatomy. *Med Teach*. 2009;**31**:749-751.

Jaffe CC, Lynch PJ. Computer-aided instruction in radiology: opportunities for more effective learning. *Am J Roentgenol*. 1995;**164**:463-467.

JE S, KA S. Radiographic anatomy of the axial skeleton. In: D T (ed): *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. St. Louis, Missouri 63043: Elsevier Saunders, 2013;87-100.

Joly H, d'Anjou MA, Alexander K, Beauchamp G. Comparison of single-slice computed tomography protocols for detection of pulmonary nodules in dogs. . *Vet Radiol Ultrasound*. 2009;**50**:279-284.

Kaufman DM, Mann KV. Teaching and learning in medical education: how theory can inform practice. *Understanding Medical Education*: Wiley Online Library, 2007;16-36.

- Keedy AW, Durack JC, Sandhu P, Chen EM, O'Sullivan PS, Breiman RS. Comparison of traditional methods with 3D computer models in the instruction of hepatobiliary anatomy. *Anat Sci Educ*. 2011;**4**:84-91.
- Kerby J, Shukur ZN, Shalhoub J. The relationships between learning outcomes and methods of teaching anatomy as perceived by medical students. *Clin Anat*. 2011;**24**:489-497.
- Khalil M, Johnson T, Lamar C. Comparison of computer-based and paper-based imagery strategies in learning anatomy. *Clin Anat*. 2005;**18**:457-464.
- Khalil M, Lamar C, Johnson T. Using computer-based interactive imagery strategies for designing instructional anatomy programs. *Clin Anat*. 2005;**18**:68-76.
- Kim S, Brinkley JF, Rosse C. Profile of on-line anatomy information resources: Design and instructional implications. *Clin Anat*. 2003;**16**:55-71.
- Klaus E, Martin K, Thomas E. High-Quality pre-integrated volume rendering using hardware-accelerated pixel shading. *SIGGRAPH/Eurographics Workshop on Graphics Hardware*. Los Angeles, CA, USA, 2001;9-16.
- Korakakis G, Pavlatou EA, Palyvos JA, Spyrellis N. 3D visualization types in multimedia applications for science learning: A case study for 8th grade students in Greece. *Comput Educ*. 2009;**52**:390-401.
- Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer K-J, Reiser MF, Treitl M. Advances in digital radiography: Physical principles and system overview<sup>1</sup>. *Radiographics*. 2007;**27**:675-686.
- Lamb C, Pfeiffer D, Mantis P. Errors in radiographic interpretation made by veterinary students. *J Vet Med Educ*. 2007;**34**:157-159.
- Li Y, Poulos A, McLean D, Rickard M. A review of methods of clinical image quality evaluation in mammography. *Eur J Radiol*. 2010;**74**:e122-e131.

- López-Cano M, Rodríguez-Navarro J, Rodríguez-Baeza A, Armengol-Carrasco M, Susín A. A real-time dynamic 3D model of the human inguinal region for surgical education. *Comput Biol Med.* 2007;**37**:1321-1326.
- Ludewig E, Richter A, Frame M. Diagnostic imaging–evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis. *Vet Res Commun.* 2010;**34**:473-479.
- Lufler RS, Zumwalt AC, Romney CA, Hoagland TM. Incorporating radiology into medical gross anatomy: Does the use of cadaver CT scans improve students' academic performance in anatomy? *Anat Sci Educ.* 2010;**3**:56-63.
- Lufler RS, Zumwalt AC, Romney CA, Hoagland TM. Effect of visual–spatial ability on medical students' performance in a gross anatomy course. *Anat Sci Educ.* 2012;**5**:3-9.
- Luursema JM, Verwey WB, Kommers PAM, Annema JH. The role of stereopsis in virtual anatomical learning. *Interact Comput.* 2008;**20**:455-460.
- Luursema JM, Verwey WB, Kommers PAM, Geelkerken RH, Vos HJ. Optimizing conditions for computer-assisted anatomical learning. *Interact Comput.* 2006;**18**:1123-1138.
- Maleck M, Fischer MR, Kammer B, Zeiler C, Mangel E, Schenk F, et al. Do computers teach better? A media comparison study for case-based teaching in radiology<sup>1</sup>. *Radiographics.* 2001;**21**:1025-1032.
- Månsson L. Methods for the evaluation of image quality: a review. *Radiat Prot Dosim.* 2000;**90**:89.
- Marker DR, Bansal AK, Juluru K, Magid D. Developing a radiology-based teaching approach for gross anatomy in the digital era. *Acad Radiol.* 2010;**17**:1057-1065.
- Marks Jr SC. The role of three-dimensional information in health care and medical education: The implications for anatomy and dissection. *Clin*

*Anat.* 2000;**13**: 448-452.

Mayer RE. Multimedia learning: Are we asking the right questions? *Educ Psychol.* 1997;**32**:1-19.

McLachlan JC, Bligh J, Bradley P, Searle J. Teaching anatomy without cadavers. *Med Educ.* 2004;**38**:418-424.

McLachlan JC, Patten D. Anatomy teaching: ghosts of the past, present and future. *Med Educ.* 2006;**40**:243-253.

Nguyen N, Nelson AJ, Wilson TD. Computer visualizations: Factors that influence spatial anatomy comprehension. *Anat Sci Educ.* 2012;**5**:98-108.

Nicholson DT, Chalk C, Funnell WRJ, Daniel SJ. Can virtual reality improve anatomy education? A randomised controlled study of a computer-generated three-dimensional anatomical ear model. *Med Educ.* 2006;**40**:1081-1087.

Nicholson DT, Chalk C, Funnell WRJ, Daniel SJ. The evidence for virtual reality. *Med Educ.* 2008;**42**:224-224.

Nowinski WL, Thirunavuukarasuu A, Volkau I, Baimuratov R, Hu Q, Aziz A, et al. Three-dimensional atlas of the brain anatomy and vasculature1. *Radiographics.* 2005;**25**:263-271.

Olanrewaju D. Performance of medical students in end of course radiology assessment--significance for medicine. *West Afr J Med.* 1994;**13**:20.

Pandey P, Zimitat C. Medical students' learning of anatomy: memorisation, understanding and visualisation. *Med Educ.* 2007;**41**:7-14.

Pommert A, Höhne KH, Burmester E, Gehrmann S, Leuwer R, Petersik A, et al. Computer-based anatomy: A prerequisite for computer-assisted radiology and surgery1. *Acad Radiol.* 2006;**13**:104-112.



- Pommert A, Höhne KH, Pflesser B, Richter E, Riemer M, Schiemann T, et al. Creating a high-resolution spatial/symbolic model of the inner organs based on the visible human. *Med Image Anal.* 2001;**5**:221-228.
- Provo J, Lamar C, Newby T. Using a cross section to train veterinary students to visualize anatomical structures in three dimensions\*. *J Res Sci Teach.* 2002;**39**:10-34.
- Rossmann K. Comparison of several methods for evaluating image quality of radiographic screen-film systems. *Am J Roentgenol.* 1966;**97**:772-775.
- Ruijters D, Thévenaz P. GPU prefilter for accurate cubic B-spline interpolation. *Comput J.* 2012;**55**:15-20.
- Ruisoto P, Juanes JA, Contador I, Mayoral P, Prats-Galino A. Experimental evidence for improved neuroimaging interpretation using three-dimensional graphic models. *Anat Sci Educ.* 2012;**5**:132-137.
- Samuel S, Shaffer K. Profile of medical student teaching in radiology: teaching methods, staff participation, and rewards. *Acad Radiol.* 2000;**7**:868-874.
- Saunders J, Schwarz T. Principles of CT image interpretation. In: Schwarz T, Saunders J (eds): *Veterinary Computed Tomography*. Oxford, UK: John Wiley & Sons Ltd, 2011;29-34.
- Scarsbrook A, Graham R, Perriss R. Radiology education: a glimpse into the future. *Clin Radiol.* 2006;**61**:640-648.
- Schwarz T, O'Brien R. CT acquisition principles. In: Schwarz T, Saunders J (eds): *Veterinary Computed Tomography*. Oxford, UK: John Wiley & Sons Ltd, 2011;9-27.
- Sergovich A, Johnson M, Wilson TD. Explorable three-dimensional digital model of the female pelvis, pelvic contents, and perineum for anatomical education. *Anat Sci Educ.* 2010;**3**:127-133.
- Shaffer K, Small JE. Blended learning in medical education: Use of an

integrated approach with web-based small group modules and didactic instruction for teaching radiologic anatomy. *Acad Radiol*. 2004;**11**:1059-1070.

Sigg C, Hadwiger M. Fast third-order texture filtering. In: Matt P (ed): *GPU Gems 2: Programming Techniques for High-Performance* Addison-Wesley, 2005;313-329.

Smallwood J, Spaulding K. Radiographic anatomy of the axial skeleton. In: Thrall D (ed): *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. St. Louis, Missouri 63043: Elsevier Saunders, 2013;88-100.

Smith AJ, Felstead CW, Lawson JS, Weller R. An innovative technique for displaying three dimensional radiographic anatomy of synovial structures in the equine distal limb. *Vet Radiol Ultrasound*. 2009;**50**:589-594.

Smith CF, Mathias HS. What impact does anatomy education have on clinical practice? *Clin Anat*. 2011;**24**:113-119.

Spitzer V, Ackerman MJ, Scherzinger AL, Whitlock D. The visible human male: a technical report. *J Am Med Inform Assoc*. 1996;**3**:118.

Subramaniam R. Problem-based learning: Concept, theories, effectiveness and application to radiology teaching. *Australas Radiol*. 2006;**50**:339-341.

Subramaniam R, Gibson R. Radiology teaching: Essentials of a quality teaching programme. *Australas Radiol*. 2007;**51**:42-45.

Subramaniam R, Kim C, Scally P. Medical student radiology teaching in Australia and New Zealand. *Australas Radiol*. 2007;**51**:358-361.

Subramaniam R, Scally P, Gibson R. Problem-based learning and medical student radiology teaching. *Australas Radiol*. 2004;**48**:335-338.

Subramaniam RM, Kim C, Scally P, Tress B. Medical student radiology training: What are the objectives for contemporary medical practice? *Acad Radiol*.

2003;**10**:295-300.

Sugand K, Abrahams P, Khurana A. The anatomy of anatomy: A review for its modernization. *Anat Sci Educ*. 2010;**3**:83-93.

Tam MDBS. Building virtual models by postprocessing radiology images: A guide for anatomy faculty. *Anat Sci Educ*. 2010;**3**:261-266.

Tegtmeyer CJ, Keats TE, Pullen EW, Langman J. The teaching of roentgen anatomy to medical students: A self-instructional approach. *J Med Educ*. 1974 ;**49**:455-456.

Theoret CL, Carmel É-N, Bernier S. Why dissection videos should not replace cadaver prosections in the gross veterinary anatomy curriculum: Results from a comparative study. *J Vet Med Educ*. 2007;**34**:151-156.

Thrall D. Introduction to radiographic interpretation. In: Thrall D (ed): *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders, 2013;74-86.

Thrall D, Widmer W. Radiation protection and physics of diagnostic radiology. In: D T (ed): *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. St. Louis, Missouri 63043: Elsevier Saunders, 2013;2-37.

Thurley P, Dennick R. Problem-based learning and radiology. *Clin Radiol*. 2008;**63**:623-628.

Tingberg A, Eriksson F, Medin J, Besjakov J, Båth M, Håkansson M, et al. Inter-observer variation in masked and unmasked images for quality evaluation of clinical radiographs. *Radiat Prot Dosim*. 2005;**114**:62.

Turmezei T, Tam M, Loughna S. A survey of medical students on the impact of a new digital imaging library in the dissection room. *Clin Anat*. 2009;**22**:761-769.

Valliyate M, Robinson N, Goodman J. Current concepts in simulation and other alternatives for veterinary education: a review. *Vet Med (Praha)*.

2012;**57**:325-337.

Van Beek EJR, Malone DE. Evidence-based practice in radiology education: Why and how should we teach It? 1. *Radiology*. 2007;**243**:633-640.

Vuchkova J, Maybury T, Farah C. Digital interactive learning of oral radiographic anatomy. *Eur J Dent Educ*. 2012;**16**:e79-e87.

Vyborny CJ. Image quality and the clinical radiographic examination. *Radiographics*. 1997;**17**:479-498.

Whitcomb MB, Doval J, Peters J. The use of computed tomographic three-dimensional reconstructions to develop instructional models for equine pelvic ultrasonography. *Vet Radiol Ultrasound*. 2011;**12**:542-547.

Williamson KB, Gunderman RB, Cohen MD, Frank MS. Learning theory in radiology education1. *Radiology*. 2004;**233**:15-18.

Yamada K, Taniura T, Tanabe S, Yamaguchi M, Azemoto S, Wisner ER. The use of multi-detector row computed tomography (MDCT) as an alternative to specimen preparation for anatomical instruction. *J Vet Med Educ*. 2007;**34**:143-150.

Zou L, King A, Soman S, Lischuk A, Schneider B, Walor D, et al. Medical students' preferences in radiology education: A comparison between the socratic and didactic methods utilizing powerpoint features in radiology education. *Acad Radiol*. 2011;**18**:253-256.

## Annexes

### Annexe 1: Formulaire de consentement du client

#### Information de l'animal

Nom	
Race	
Age	
Type d'examen	
Numéro dossier	

#### Information du propriétaire

Nom	
Prénom	
Adresse	
Numéro de contact	

**Titre du Projet : "DEVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UN SYSTEME D'APPRENTISSAGE MULTIMEDIA INTERACTIF (SAMI) QUI SIMULE LA PRISE DE RADIOGRAPHIES EN MEDECINE VETERINAIRE"**

#### **Objectif du projet :**

Développer des modèles tomodensitométriques tridimensionnels de régions anatomiques différentes du chien et du chat (tête, cou, thorax, abdomen et membres) pour produire un outil qui simule l'apparence radiographique de ces régions.

#### **Manipulations :**

Le chien/chat sera imagé par tomodensitométrie (CT) (CHUV-FMV) en fines sections et différentes régions corporelles seront segmentées sur ordinateur à l'aide d'un logiciel d'imagerie spécialisé (ORS®). Avant cette procédure, chaque animal sera tranquilisé puis anesthésié avec un protocole standard pour examen CT d'un patient sain, en accord avec les recommandations du service d'anesthésie du CHUV (prémédication: hydromorphone, acepromazine ; induction: Propofol ;

maintenance: Isoflurane). La durée maximale sera de 2 heures et dans certains cas une injection de milieu de contraste iodé sera administrée pour mettre en relief certaines structures anatomiques. Cette procédure fait partie d'un examen standard au CT. Un examen général ainsi que la prise de l'hématocrite, protéines totales et BUN seront aussi réalisées avant commencer la manipulation.

### **Risques:**

Les risques potentiels pendant l'obtention des images sont principalement associés à la procédure anesthésique et à une réaction au milieu de contraste iodé. Ces risques pour un animal sain sont considérés mineurs.

**Déclaration :** Le Département d'Imagerie Médicale de la Faculté de Médecine Vétérinaire s'engage à réagir et à prendre en charge tous les inconvénients et/où problèmes développés pendant les manipulations du patient.

### **Déclarations du propriétaire:**

1. La participation de mon animal à cette étude est volontaire et je peux le retirer en tout temps sans préjudice.
2. Les informations collectées durant cette étude seront confidentielles et ne seront pas utilisées pour d'autres fins que celles décrites plus haut. J'autorise la publication de ces résultats dans une revue spécialisée ou le développement d'un outil commercialisé par la FMV.
3. A partir des informations présentées dans ce document, j'accepte que mon animal, ....., participe à la présente étude.

**Signatures :** \_\_\_\_\_

Dr Marc-André d'Anjou, chercheur

Propriétaire

Date : \_\_\_\_\_

## **Annexe 2:**

### **Protocole d'obtention des images tomодensitométriques**

#### **« CHIEN TAILLE MOYENNE »**

##### **a) Thorax**

Position de l'animal : décubitus sternal, dorsal, latéral droit, latéral gauche avec la tête placée en direction du portique du tomодensitomètre et les membres thoraciques étirés vers l'avant. Un arrêt respiratoire est réalisé pour tout l'examen du thorax.

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625 mm
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,938:1
- Vitesse : 9,37 mm/rot
- Région balayée (SFOV) : large
- kV : 120
- mA : 250
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 18,8 (DV) - 19,1 (VD) - 19,7 (LAT D) - 21,4 (LAT G)
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 1500/-150)

##### **b) Abdomen**

Position de l'animal : décubitus dorsal, latéral droit et latéral gauche avec membres pelviens étirés caudalement. Un arrêt respiratoire est réalisé pour tout l'examen d'abdomen.

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625 mm
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,938:1
- Vitesse : 9,37 mm/rot
- Région balayée (SFOV) : large
- kV : 120
- mA : 250
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 23,1 (VD) - 21,6 (LAT D) - 22,3 (LAT G)
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 1500/-150)

### **c) Colonne cervicale**

Position de l'animal : en décubitus dorsal et latéral avec la tête placée en direction du portique du tomodynamomètre.

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625 mm
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,562:1
- Vitesse : 5,62 mm/rot
- Région balayée (SFOV) : head
- kV : 120
- mA : 250
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 15 - 16,4
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 2500/350)

### **d) Colonne thoracique**

Position de l'animal : en décubitus dorsal et latéral avec la tête vers le tube.

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625 mm
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,938:1
- Vitesse : 9,37 mm/rot
- Région balayée (SFOV) : large
- kV : 120
- mA : 250
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 19,1 – 19,7
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 2500/350)

### **e) Colonne lombosacrée**

Position de l'animal : en décubitus dorsal et latéral avec la tête vers le tube.

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625 mm
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,938:1
- Vitesse : 9,37 mm/rot
- Région balayée (SFOV) : large



- kV : 120
- mA : 250
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 22,3 - 23,1
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 2500/350)

## **Annexe 3:**

### **Protocole d'obtention des images tomodensitométriques**

#### **« CHIEN GRANDE TAILLE »**

##### **a) Bassin**

Position de l'animal : décubitus dorsal avec la tête vers le tube avec les membres pelviens étendus complètement et en rotation interne.

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition: hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625 mm
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,938:1
- Vitesse : 9,37 mm/rot
- Région balayée (SFOV): large
- kV : 120
- mA : 250
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 27,5
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 2500/350)

##### **b) Grasset**

Position de l'animal : décubitus dorsal avec la tête vers le tube avec les membres pelviens étendus complètement et en rotation interne; en décubitus latéral avec le grasset fléchi à 90 degrés.

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625 mm
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,562:1
- Vitesse : 5,62 mm/rot
- Région balayée (SFOV) : large
- kV : 120
- mA : 250
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 14,8
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 2500/350)

## **Annexe 4:**

### **Protocole d'obtention des images tomodensitométriques**

#### **« CHAT »**

##### **a) Abdomen**

Position de l'animal : décubitus dorsal et latéral droit avec membres pelviens étendus caudalement. Un arrêt respiratoire est réalisé pour tout l'examen d'abdomen

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625 mm
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,562
- Vitesse : 5,62 mm/rot
- Région balayée (SFOV) : large
- kV : 120
- mA : 250
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 20,3 (VD) – 21,3 (LAT D)
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 400/40)

## **Annexe 5:**

### **Protocole d'obtention des images tomодensitométriques**

#### **« CHEVAL »**

##### **a) Tête**

Cheval positionné en décubitus dorsal sur la table avec la tête dirigée vers le portique du scanner.

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 1,25
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,625
- Pas : 0,625:1
- Vitesse : 6,25
- Région balayée (SFOV) : large
- kV : 120
- mA : 290
- Affichage de la région balayée (DFOV) : 39,8
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 2500/350)

##### **b) Tarse**

Paramètres du scan :

- Type d'acquisition : hélicoïdale à 1 rotation/seconde
- Épaisseur de coupe : 0,625
- Intervalle de reconstruction des coupes : 0,310 mm
- Pas : 0,562
- Vitesse : 5,62 mm/rot
- SFOV : small
- kV : 120
- mA : 215
- DFOV : 20,7
- Algorithme de reconstruction d'images : «BONE» (Full 2500/350)

## **Annexe 6:**

### **Régions anatomiques choisies par espèce, pour l'évaluation par les radiologues.**

#### **a) Chien de taille moyenne**

- Colonne cervicale : vues latérale droite et ventrodorsale.
- Colonne thoracolombaire : vues latérale droite et ventrodorsale.
- Thorax : vues latérale gauche, latérale droite, ventrodorsale et dorsoventrale.
- Abdomen : vues latérale gauche, latérale droite, ventrodorsale et dorsoventrale.

#### **b) Chien de grande taille**

- Bassin : vues ventrodorsale.
- Genou : vues médiolatérale et craniocaudale.

#### **c) Chat**

- Abdomen : vues latérale droite et ventrodorsale.

#### **d) Cheval**

- Tête : vues latérale, dorsoventrale et dorsale gauche – ventrale droite oblique.
- Tarse : vues dorsoplantaire, latérale, dorsolatérale-plantaromédiale oblique et dorsomédiale-plantarolatérale oblique.

## Annexe 7: Exemples de grilles d'évaluation

---

### **Radiographic simulation using CT for teaching radiographic anatomy - PART 1A**

Using medical imaging software with a custom plug-in, radiographic images were simulated from thinly collimated 16-slice CT data acquisitions. A total of 8 image series were exported as JPEG images, then randomly distributed into folders along with digital radiographs of the corresponding anatomical regions.

For each of the imaged regions, you will be asked to assess specific anatomical landmarks, routinely taught using conventional methods in the classroom. You have been provided with the simulated and digital radiographic images in random order and you are to remain blinded to the origin of each series (simulated vs. digital). Please use the following scoring scheme to assess the visibility of each anatomical landmark on each radiographic series.

#### Grading scheme

- Grade 3 - Optimal: The visualisation of the structure is considered optimal in the context of teaching radiographic anatomy.
- Grade 2 - Satisfactory: The visualisation of the structure is considered satisfactory in the context of teaching radiographic anatomy.
- Grade 1 - Borderline: The visualisation of the structure is considered borderline in the context of teaching radiographic anatomy.
- Grade 0 - Suboptimal: The visualisation of the structure is considered suboptimal in the context of teaching radiographic anatomy.

NOTE: keep in mind that these images are meant to be used as tool for teaching radiographic anatomy and not to be used for clinical diagnosis. Thus, the quality may be considered "satisfactory" for teaching although not fully satisfactory if used for diagnosis.

Continuer »

Fourni par [Google Documents](#)

# Radiographic simulation using CT for teaching radiographic anatomy - PART 1A

\*Obligatoire

## 1 EQUINE TARSUS

DORSOPLANTAR PROJECTION

LATERAL PROJECTION

DORSOLATERAL - PLANTAROMEDIAL OBLIQUE PROJECTION

DORSOMEDIAL - PLANTAROLATERAL OBLIQUE PROJECTION

### Anatomical landmarks \*

The quality of representation of the following anatomical landmarks is considered:

	3 Optimal	2 Satisfactory	1 Borderline	0 Suboptimal
Medial tibial malleolus	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Lateral tibial malleolus	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Intermediate ridge of the tibial cochlea	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Talocrural joint space	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Talus bone	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Medial trochlear ridge of the talus	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Lateral trochlear ridge of the talus	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Calcaneus bone	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Proximal intertarsal joint space	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Central tarsal bone	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Distal intertarsal joint space	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
First + second tarsal bones	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Third tarsal bone	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Fourth tarsal bone	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Tarsometatarsal joint space	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Proximal third of MTIII	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Head and proximal third of MTII	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Head and proximal third of MTIV	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

**Radiographic "realism" \***

The radiographic realism of these images when considered individually is:

	3 Optimal	2 Satisfactory	1 Borderline	0 Suboptimal
Dorsoplantar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Lateral	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Dorsolateral - plantaromedial oblique	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Dorsomedial - plantarolateral oblique	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

**Patient positioning \***

Patient positioning for each of these views is :

	3 Optimal	2 Satisfactory	1 Borderline	0 Suboptimal
Dorsoplantar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Lateral	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Dorsolateral - plantaromedial oblique	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Dorsomedial - plantarolateral oblique	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

[« Retour](#)
[Continuer »](#)

Fourni par [Google Documents](#)

## Radiographic simulation using CT for teaching radiographic anatomy - PART 2

### IMAGE QUALITY ASSESSMENT

Images have been simulated using CT volume acquisitions. While these images were acquired with x-rays, the reconstructed data is cuboidal (i.e. voxels forming the matrix) and therefore lacking the distortion that is inherently present in radiographs. Moreover, the image contrast resolution (greyscale), spatial resolution, sharpness and signal-to-noise ratio differ with CT. The software used to simulate radiographs from the CT data was adapted to take these factors into consideration, aiming to match as closely as possible true radiographs.

In this section, please qualify these factors when compared to conventional digital radiographs, using the following grading scheme

- Grade 3 - Optimal: The criterion specifically assessed is considered optimal.
- Grade 2 - Satisfactory: The criterion specifically assessed is considered satisfactory
- Grade 1 - Borderline: The criterion specifically assessed is considered borderline.
- Grade 0 - Suboptimal: The criterion specifically assessed is considered suboptimal.

[« Retour](#)
[Continuer »](#)

Fourni par [Google Documents](#)



## Radiographic simulation using CT for teaching radiographic anatomy - PART 2

\*Obligatoire

### FELINE ABDOMEN (15)

RIGHT LATERAL PROJECTION  
VENTRODORSAL PROJECTION

#### Image Quality \*

	3 Optimal	2 Satisfying	1 Borderline	0 Suboptimal
Your first impression on the overall quality of these images is:	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
The contrast resolution in these images is:	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
The spatial resolution in these images is:	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
The simulation of image distortion and magnification is:	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
The signal-to-noise ratio in these images is:	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

« Retour

Continuer »

Fourni par [Google Documents](#)

## Radiographic simulation using CT for teaching radiographic anatomy - PART 2

\*Obligatoire

### POTENTIAL OF RADIOGRAPHIC SIMULATION FOR TEACHING

In this section, please qualify the teaching potential of these simulated radiographic studies, using the following scoring scheme:

+1: The use of these simulated images should improve the teaching of radiographic anatomy when compared to the other teaching method.

0: The use of these simulated images for teaching radiographic anatomy should result in similar student learning when compared to the other teaching method.

-1: The use of these simulated images for teaching radiographic anatomy is probably less effective than the other teaching method.

N/A (not applicable): The use of these simulated images cannot be compared to this other teaching method or I have never used this traditional teaching method and therefore cannot make acceptable comparison.

How would you qualify the potential of these images for teaching radiographic anatomy when compared with the following traditional methods: \*

	+1	0	-1	N/A
Cadaver dissection	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Synthetic anatomical models	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Radiographic illustrations	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Hard-copy radiographs with anatomic labels	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Soft-copy radiographs with anatomic labels	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Powerpoint lectures	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Computer anatomic 3D models	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

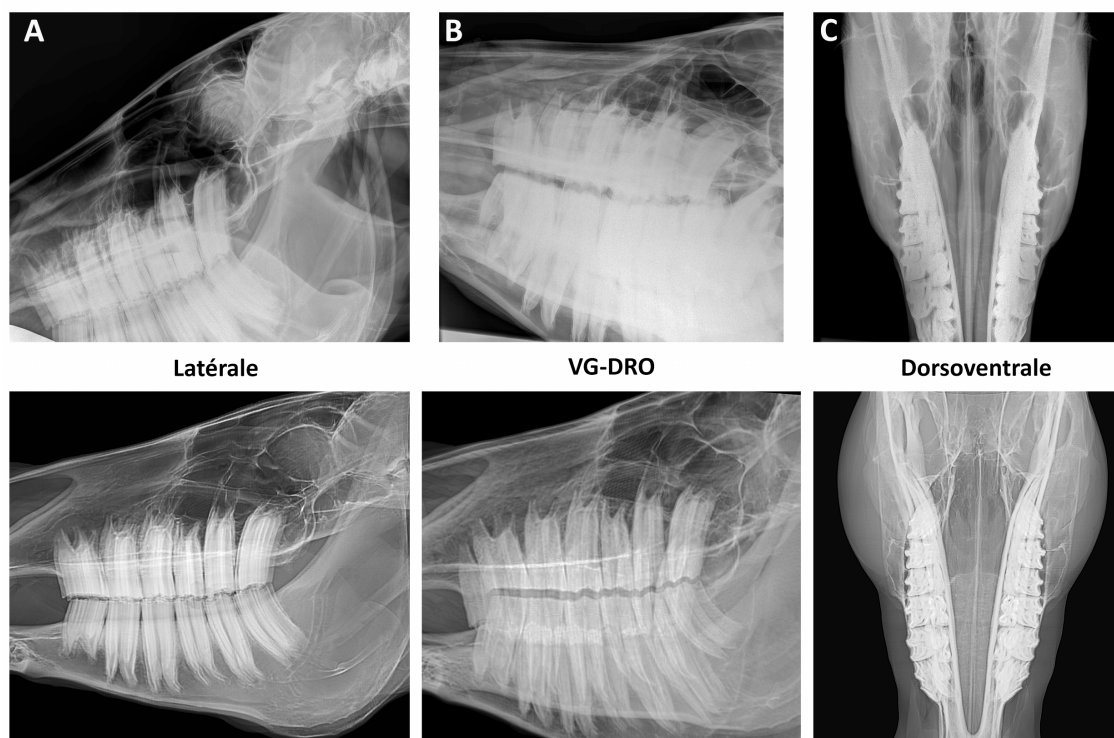
You consider this radiographic simulation to be effective for teaching radiographic anatomy to: (Choose one or more options) \*

- ☐ Pre-clinical students
- ☐ Clinical students
- ☐ Interns
- ☐ General practitioners
- ☐ Residents (non-radiology)
- ☐ Radiology residents

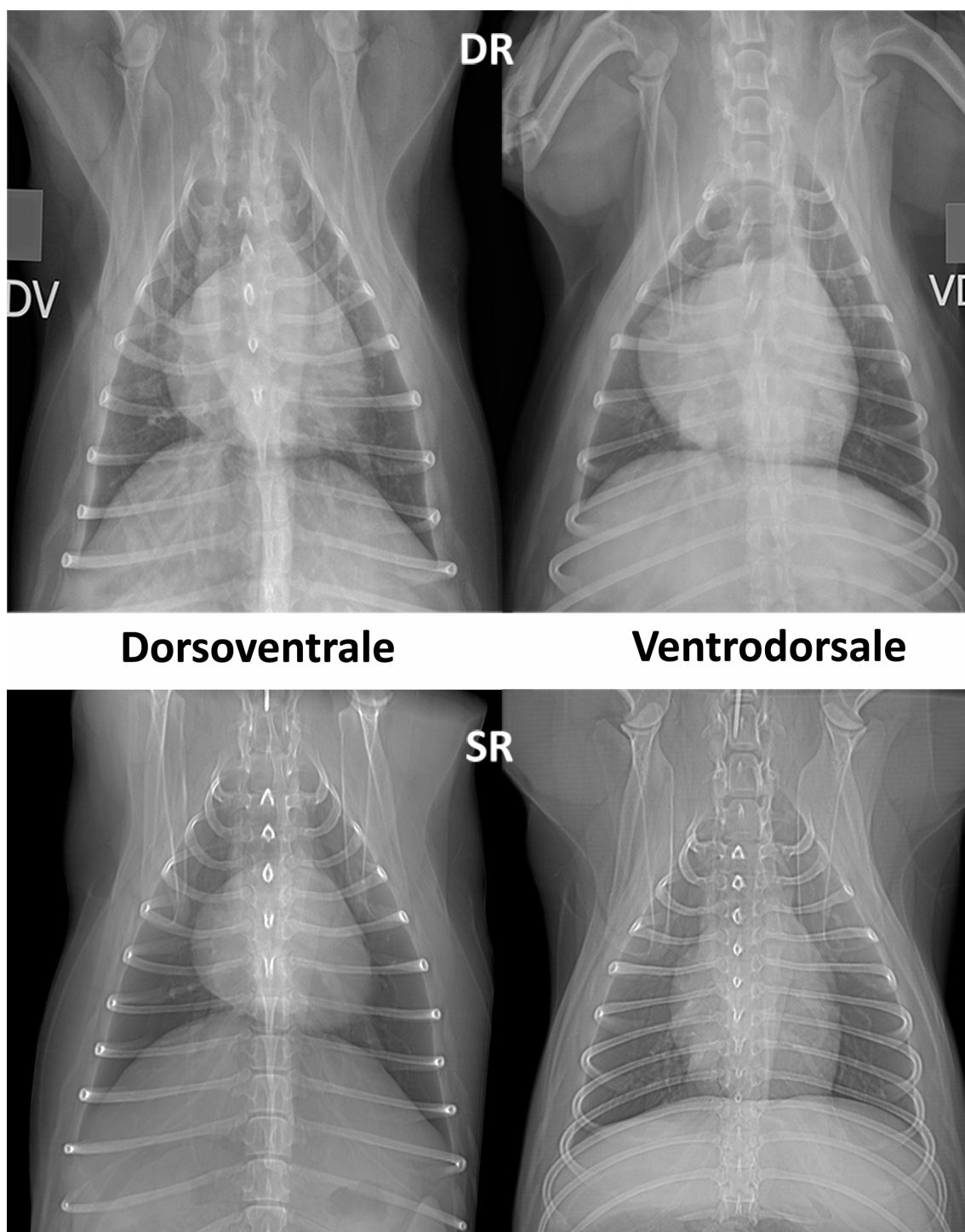
The final purpose of this project is to develop a software that would allow: 1) to visualise 3D volumes of several anatomical regions of different animals, then 2) to move a virtual x-ray tube and/or the patient in different angles and distance 3) to obtain virtual radiographs with variable obliquity and distortion 4) with the possibility to show labels of anatomical landmarks. If you had access to such application, would you use it in your teaching? \*

- ☐ Definitely
- ☐ Potentially
- ☐ No

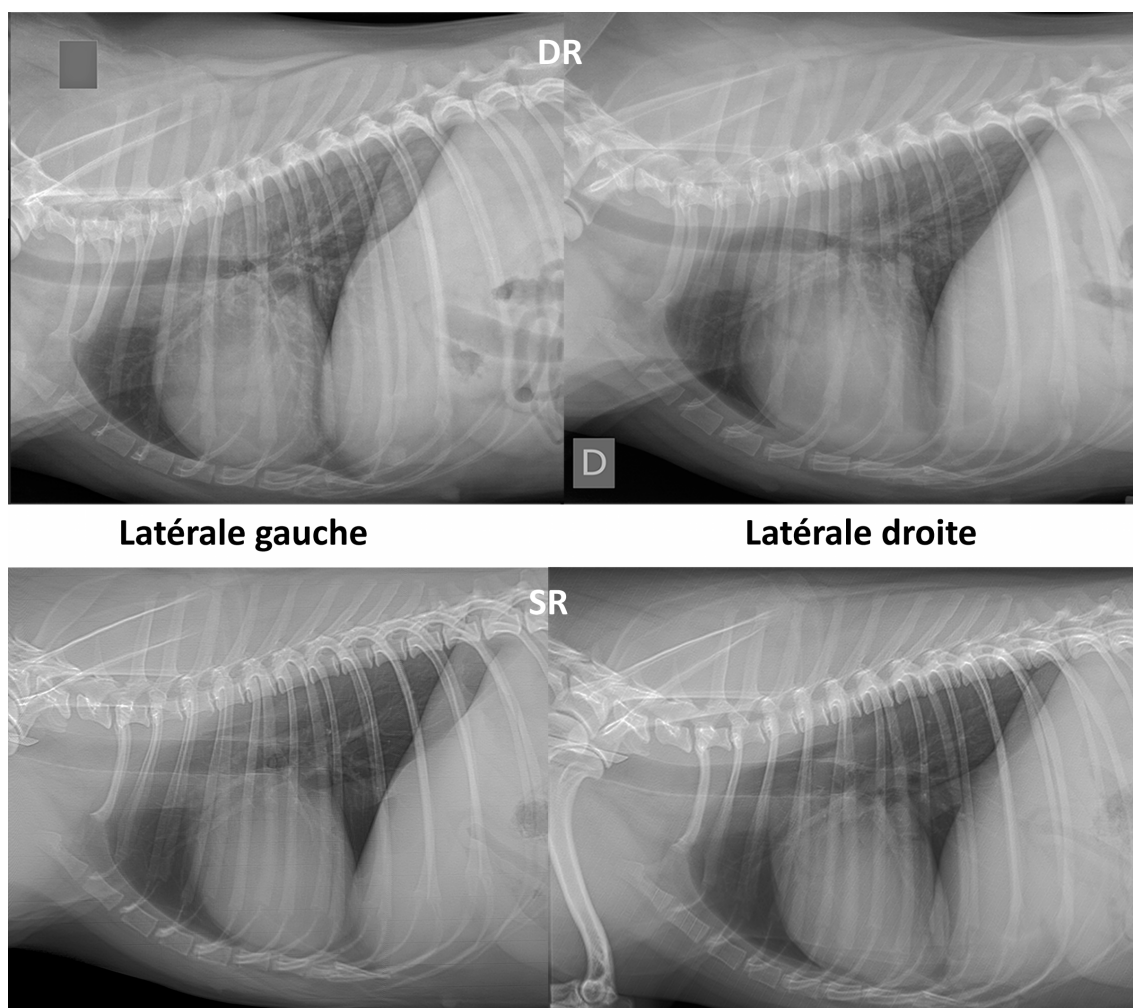
## Annexe 8: Images radiographiques simulées et numériques pour chaque région anatomique



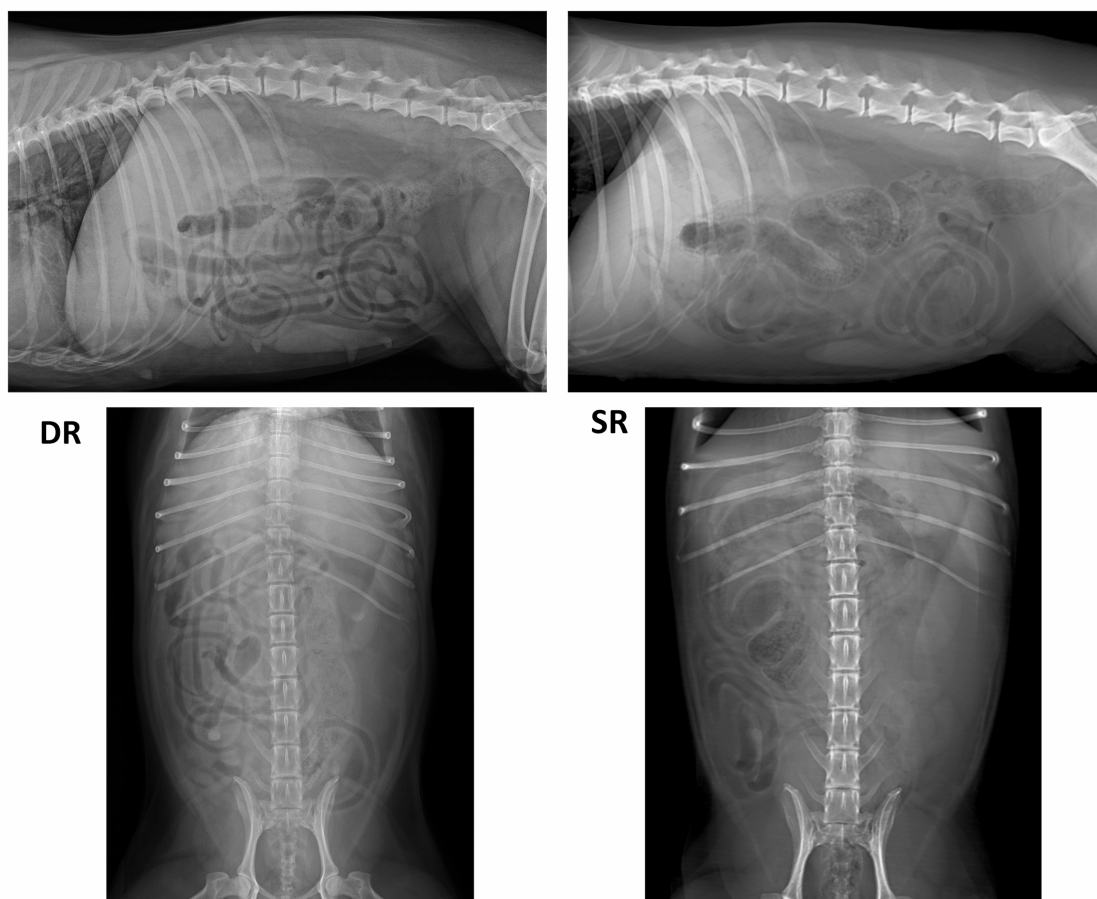
**Figure 1.** Images radiographiques numériques (DR) (rangée supérieure) et simulées (SR) (rangée inférieure) du crâne du cheval. **(A)** Incidence latérale. **(B)** Incidence ventrale gauche – dorsale droite oblique (VG-DRO). **(C)** Incidence dorsoventrale.



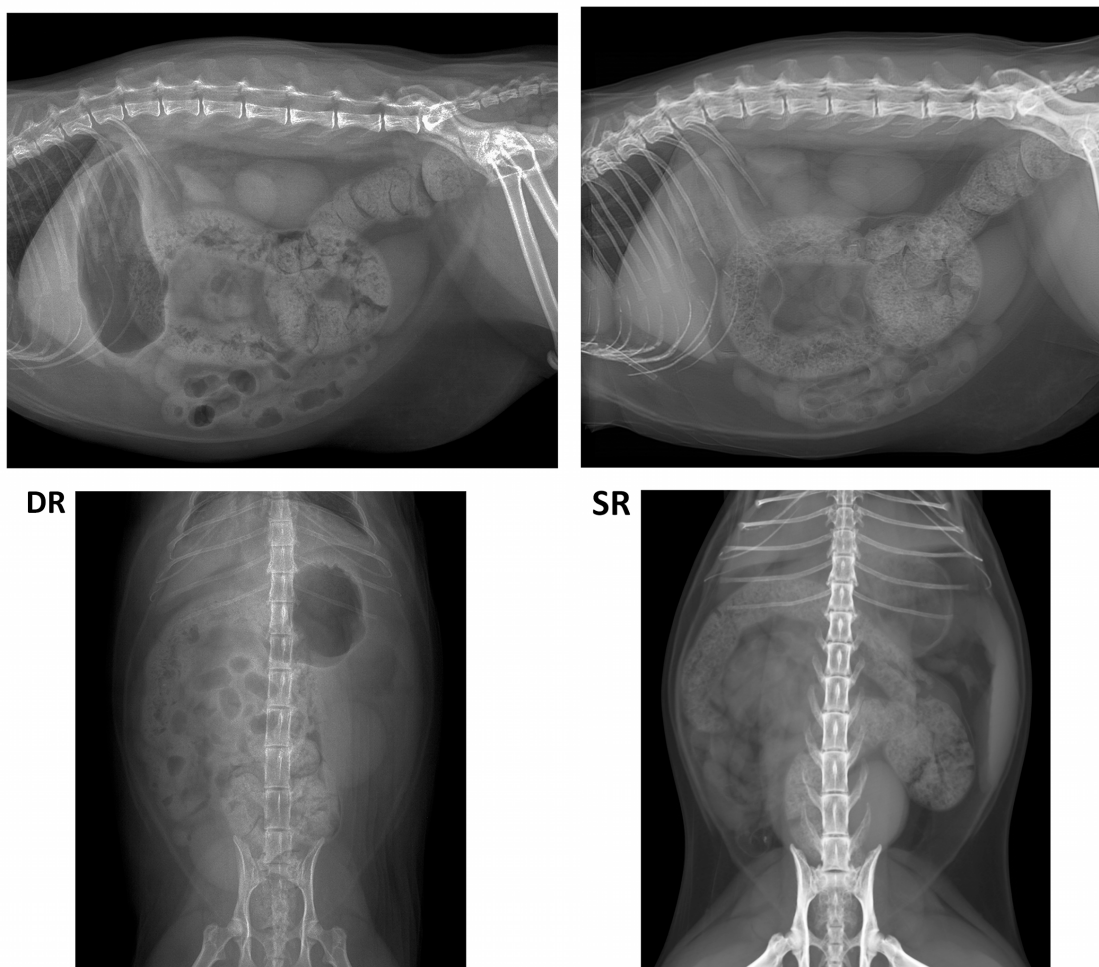
**Figure 2.** Images radiographiques numériques (DR) (rangée supérieure) et simulées (SR) (rangée inférieure) du thorax du chien. À gauche : incidence dorsoventrale (DV); à droite incidences ventrodorsale (VD).



**Figure 3.** Images radiographiques numériques (DR) (rangée supérieure) et simulées (SR) (rangée inférieure) du thorax du chien. À gauche : incidence latérale gauche; à droite : incidence latérale droite.



**Figure 4.** Images radiographiques numériques (DR) (à gauche) et simulées (SR) (à droite) de l'abdomen du chien. **Rangée supérieure :** incidence latérale droite. **Rangée inférieure :** incidence ventrodorsale.



**Figure 5.** Images radiographiques numériques (DR) (à gauche) et simulées (SR) (à droite) de l'abdomen du chat. **Rangée supérieure :** incidence latérale droite. **Rangée inférieure :** incidence ventrodorsale.

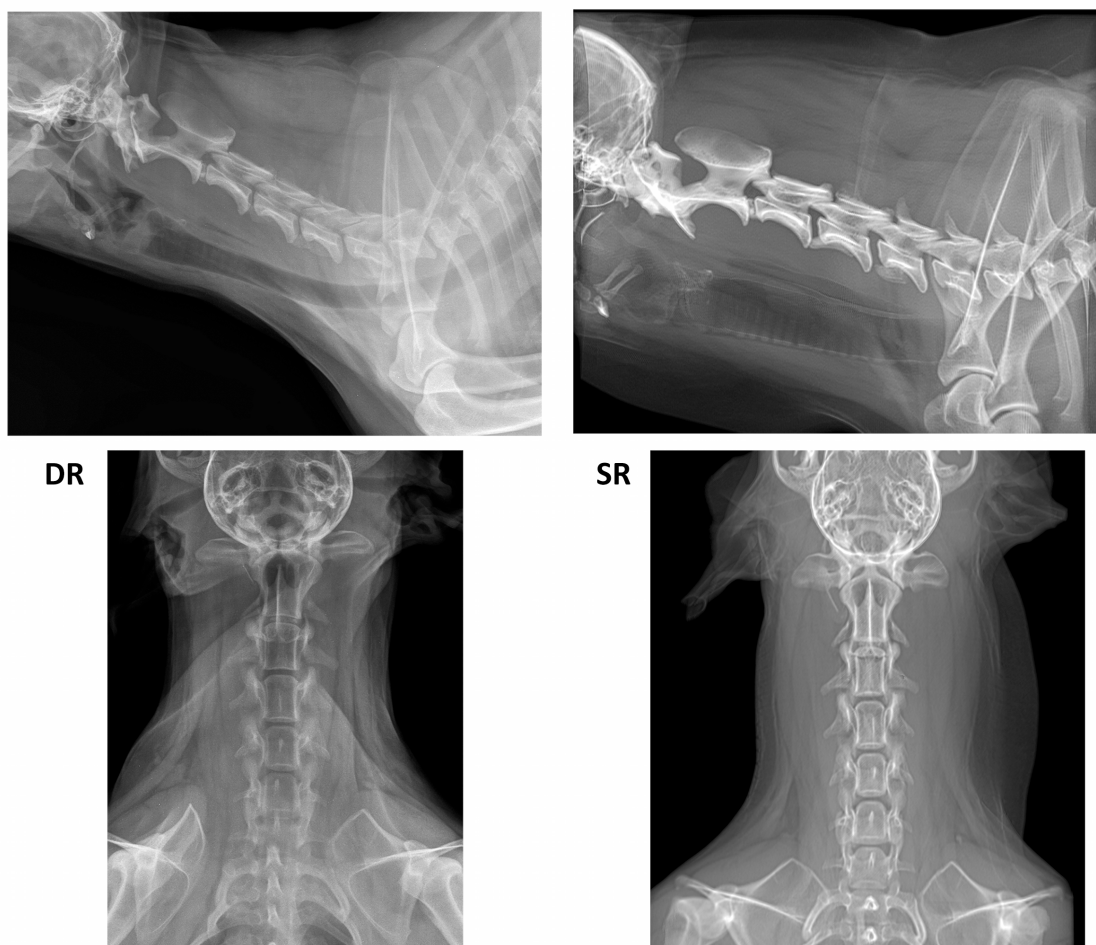


**Figure 6.** Images radiographiques numériques (DR) (rangée supérieure) et simulées (SR) (rangée inférieure) du grasset du chien. À **gauche** : incidence craniocaudale. À **droite** : incidence médiolatérale.

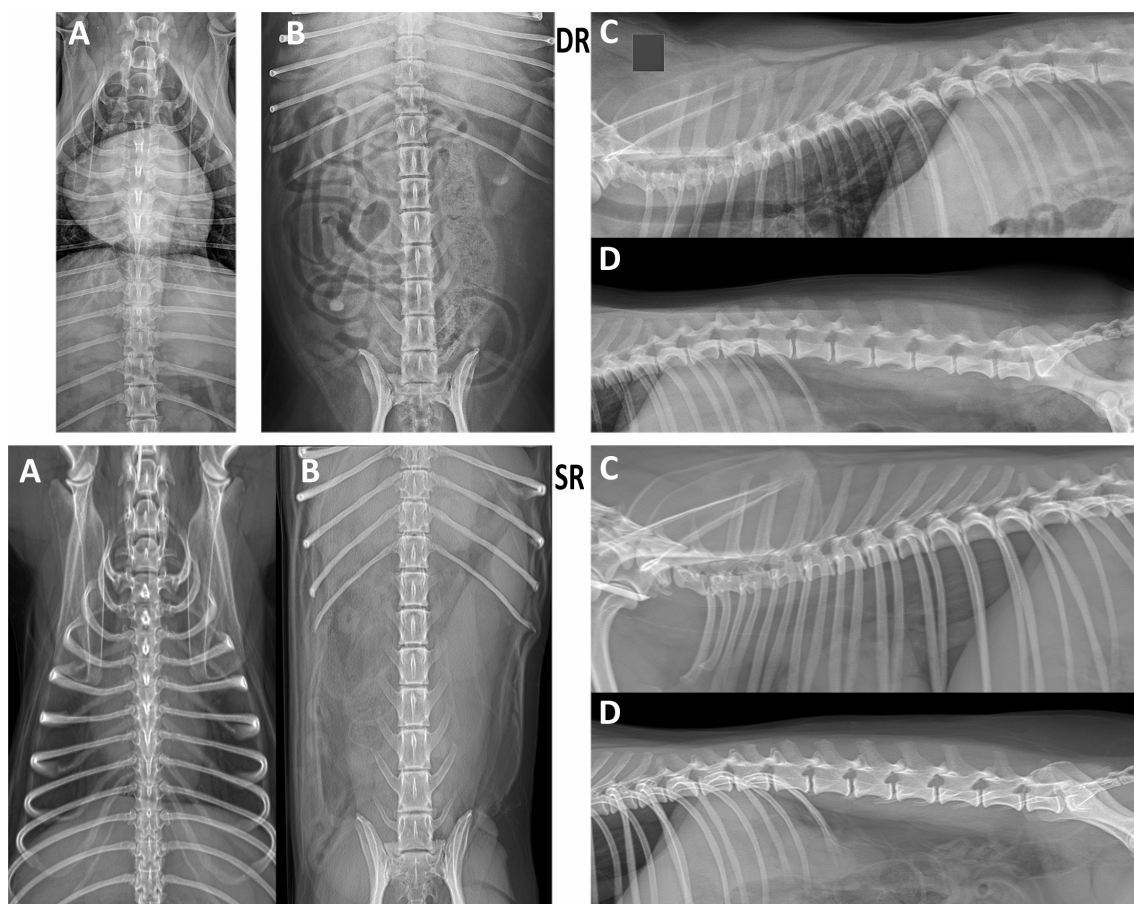




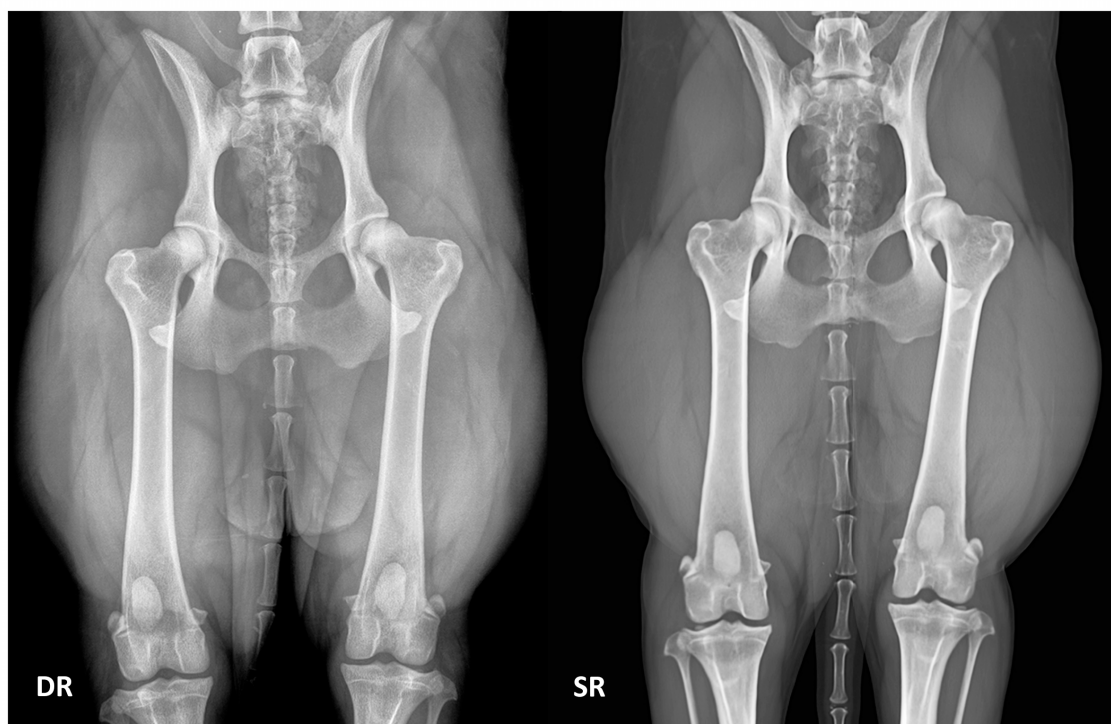
**Figure 7.** Images radiographiques numériques (DR) (rangée supérieure) et simulées (SR) (rangée inférieure) du tarse du cheval. **(A)** Incidence latéromédiale. **(B)** Incidence dorsomédiale – plantarolatérale oblique (DMPLO). **(C)** Incidence dorsolatérale –plantaromédiale oblique (DLPMO). **(D)** Incidence dorsoplantaire (DP).



**Figure 8.** Images radiographiques numériques (images à gauche) et simulées (images à droite) de la colonne cervicale du chien. **Rangée supérieure** : incidence latérale droite. **Rangée inférieure** : incidence ventrodorsale.



**Figure 9.** Images radiographiques numériques (rangée supérieure) et simulées (rangée inférieure) de la colonne thoracolombaire du chien. **(A)** Incidence ventrodorsale colonne thoracique. **(B)** Incidence ventrodorsale colonne thoracolombaire. **(C)** Incidence latérale droite colonne thoracique. **(D)** Incidence latérale droite colonne thoracolombaire.



**Figure 10.** Images radiographiques numériques (DR) (images à gauche) et simulées (SR) (images à droite) du bassin du chien. Incidence ventrodorsale.

